uc3m | Universidad Carlos III de Madrid

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

2017-2018

Trabajo Fin De Grado

"Simulación mecánica del par cinemático Leva rodante - Seguidor helicoidal.

Aplicación al dispositivo automático para biopsias cutáneas"

Alumno

JESÚS MANUEL MÉNDEZ RODRÍGUEZ

Tutor

JESÚS MENESES ALONSO

Leganés, 5 de Julio de 2018.

1. RESUMEN Y PALABRAS CLAVE.

La presente Memoria corresponde al estudio realizado sobre un dispositivo automático para realizar biopsias cutáneas, *BioPunch*, patentado y desarrollado por varios integrantes del grupo MAQLAB de la Universidad Carlos III de Madrid en colaboración con el Instituto Ramón y Cajal de Investigación Sanitaria (IRYCIS).

El principal objetivo de este estudio es alcanzar el mayor ángulo girado por la pieza donde encaja la cuchilla, así como el par máximo que soporta el dispositivo en el instante de corte, mediante el programa de diseño por ordenador y simulación PTC CREO PARAMETRIC. En primer lugar, se obtendrá el máximo giro cuando no hay aplicadas fuerzas ni pares de fuerza en el dispositivo y con unos parámetros establecidos. A continuación, se cambiará el valor de los parámetros para estudiar cuál de éstos hace que se obtenga un valor mayor del giro. Por último, se estudiará la variación del giro (con los parámetros que lo maximizan) cuando se aplica par de fuerza que aparecería en el instante del corte, de tal modo que, se obtenga el máximo giro al mismo tiempo que el máximo par de fuerza soportado por el dispositivo. De este modo, se consigue simular el funcionamiento real del dispositivo *BioPunch*.

Se obtendrá así que el máximo par soportado por el dispositivo es T = 0,0022 N·m y el giro máximo de la cuchilla tiene un valor de 700 grados para una distancia d = 5 mm; un par máximo T = 0,0019 N·m y un giro máximo de la cuchilla de 755,8 grados cuando la distancia d = 4,5 mm.

Palabras clave: Ingeniería mecánica; Ingeniería biomédica; Dermatología; Instrumentos quirúrgicos; Levas.

2. AGRADECIMIENTOS

Me gustaría dar los agradecimientos en primer lugar a la Universidad Carlos III de Madrid, en donde he tenido la oportunidad de desarrollar conocimientos acerca de la ingeniería, conocer gente maravillosa y crecer en el ámbito personal.

En segundo lugar, quisiera agradecer a todos los profesores y doctores que me han impartido clase en algún momento durante estos últimos años, ya que son ellos quienes me han enseñado los conocimientos de cada materia impartida, así como a dar lo mejor de mí.

Me gustaría dar especial importancia a la labor realizada por mi tutor de Trabajo Fin de Grado, el doctor Jesús Meneses del departamento de Ingeniería Mecánica. Él me dio la oportunidad de realizar y defender un trabajo de investigación acerca de una invención suya y de otros compañeros del departamento y, posteriormente, me ayudó y aconsejó en todo momento sobre qué pasos tomar y a qué meta había que llegar.

No puedo olvidarme de la gente que he conocido en la universidad. En especial a aquellas personas que ahora son mis amigos. Con ellos he vivido momentos únicos e inolvidables dentro y fuera de la universidad y, estoy convencido que habrá muchos más. Con ellos he aprendido el verdadero significado de la palabra amistad.

Por último, quiero agradecer a mi familia y, sobre todo, a mis padres, quienes han puesto todas sus ganas, esfuerzo y paciencia en que finalizara mis estudios universitarios, estando en los momentos buenos y en los malos, ayudándome a levantar cuando había caído, dándome fuerzas extra para alcanzar todos los objetivos y metas y, apoyándome y aconsejándome en todas las decisiones que he tomado. Gracias por ser los padres que todo el mundo quisiera tener.

3. ÍNDICE.

4. ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

5. ÍNDICE DE TABLAS

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ¿Qué se estudia?

Se dispone a estudiar un dispositivo automático para realizar biopsias cutáneas, denominado *BioPunch*. La idea de este dispositivo surgió por la colaboración del Instituto Ramón Y Cajal de Investigación Sanitaria (IRYCIS) con algunos profesores y doctores pertenecientes al grupo MAQLAB del departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Carlos III de Madrid [1] [2] [3] [4].

Se trata de un dispositivo sencillo de usar que cumple con todas las especificaciones establecidas por el Instituto Ramón Y Cajal de Investigación Sanitaria IRYCIS. Este dispositivo permitiría el corte de la piel y su extracción de manera automática, reduciendo el tiempo de diagnóstico de enfermedades cutáneas, como puede ser el cáncer de piel [1] [3].

Como el dispositivo *BioPunch* se encuentra aún en fase de desarrollo y estudio, el presente trabajo está fundamentado en la realización de simulaciones que complemente a dicho desarrollo y diseño final.

1.2. Estado del arte.

Se define como biopsia a la extracción médica de cualquier tejido del cuerpo humano para examinar la presencia o no de una enfermedad, siendo uno de los métodos más eficaces y precisos para ese diagnóstico. Existen diferentes tipos de biopsias, pero en el presente trabajo se va a focalizar en las biopsias cutáneas [5] [6] [7] [8].

Debido a la práctica de biopsias cutáneas se han podido diagnosticar enfermedades que difícilmente se podrían hallar y tratar con la exploración superficial de un dermatólogo. Existen diferentes tipos de biopsias cutáneas, entre las que se destaca [5] [6] [7]:

- Biopsia con *punch*: se realiza con un cilindro hueco con bordes afilados que toma una muestra circular (de pocos milímetros) de la piel.
- Biopsia quirúrgica: se realiza con bisturí y permite obtener un mayor rango de tamaños de muestras.
- Biopsia escisional: se realiza también con bisturí y se recoge toda la lesión existente en la piel, eliminándola.

- Biopsia insicional: Se realiza un raspado con bisturí tomando un fragmento de piel de forma superficial.

Las biopsias cutáneas tienen la ventaja de que la piel es un tejido fácilmente accesible, permitiendo que se recojan muestras poco invasivas. Debido a esta facilidad, la realización de biopsias se trata de una de las pruebas más comunes en dermatología. Sin embargo, para realizar una biopsia se precisa de anestesia local (o incluso general) y la preparación del material necesario, lo que puede conllevar tiempos de entre 20 o 30 minutos para su realización. Este tiempo provoca retrasos en las consultas de piel [5] [6] [7] [8].

El nuevo dispositivo automático de biopsias, *BioPunch*, permitiría reducir el tiempo de realización a 4 o 5 minutos, ya que no se necesitaría anestesia (únicamente sería necesario la asepsia y antisepsia de la región). Además, simplifica los instrumentos para su realización. Por otro lado, este dispositivo puede ser usado en centros de salud locales por médicos y enfermeros no especializados en dermatología. Este dispositivo permitiría, según Emiliano Grillo (dermatólogo del Hospital Ramón Y Cajal), "una consulta saturada, como la de un dermatólogo, el paciente salga ya con su prueba diagnosticada y permitirá acelerar el tratamiento si es necesario" [1] [2] [3].

1.3. Motivación y objetivos.

BioPunch se trata de un dispositivo mecánico fácil de usar, que en un futuro puede ayudar en la medicina dermatológica, tanto reduciendo los tiempos de espera y aumentando el número de pacientes atendidos, así como con la prevención y detección de enfermedades cutáneas. Sin embargo, aún se encuentra en fase de desarrollo como ya se ha comentado anteriormente, por lo que cualquier pequeño avance que se realice mediante simulaciones previas es importante para saber cuál será el comportamiento futuro de dicho dispositivo [1] [2] [3].

El mecanismo del dispositivo está compuesto por un par de levas que provocan en el seguidor un movimiento helicoidal, de manera que la cuchilla acoplada a dicho seguidor realice ese movimiento. Para ver más detallado el funcionamiento del *BioPunch*, véase el apartado **2.2**.

Cuando los integrantes del grupo MAQLAB se pusieron en contacto con IRYCIS con el diseño del dispositivo previo, se llegó a la conclusión de que el seguidor, además de

avanzar entre 2 y 4 mm, debería poder girar lo máximo posible para así realizar un corte completo y limpio. Para ello, se deberían tener en cuenta las restricciones y variables físicas del dispositivo (por ejemplo: la distancia de contacto leva-seguidor con el eje del propio seguidor) así como fuerzas y/o momentos producidos a la hora del corte.

Por otro lado, el movimiento del mecanismo ha sido estudiado de forma teórica por el doctor Jesús Meneses [4], obteniéndose de esa manera un sistema de tres ecuaciones diferenciales no lineales de que describen la dinámica de los elementos móviles del dispositivo. Al introducir este sistema de ecuaciones en MATLAB y resolver, se obtienen unos resultados numéricos de los dos giros y la velocidad de deslizamiento entre seguidor y leva. Estos resultados deben ser comparados con los resultados que ofrece el programa de simulación PTC CREO PARAMETRIC utilizado en este proyecto.

Por lo tanto, los objetivos del presente trabajo se pueden resumir en los siguientes:

- El primer objetivo es obtener el modelado y ensamblaje del dispositivo *BioPuch* en el programa PTC CREO PARAMETRIC, de manera que se simule en la aplicación *Mecanismo* el funcionamiento real que tendría cuando estuviera fabricado.
- Se buscará obtener una solución en PTC CREO PARAMETRIC del movimiento del mecanismo (mediante la representación de ambos ángulos y velocidades de deslizamiento mencionados) en vacío, es decir, sin ninguna carga externa aplicada (fuerzas y/o pares producidos al cortar). Estas soluciones se deberán comparar con las soluciones obtenidas de forma teórica en MATLAB.
- Estudiar y modificar algunas variables del mecanismo de manera que se obtenga el mayor giro del seguidor posible cuando el mecanismo funciona en vacío. Para ello, se cambiará una por una cada variable dejando el resto de las variables constantes.
- Estudiar las fuerzas y/o momentos que aparecen a la hora del corte. Si no fuera posible encontrar tales valores, se deberá proceder como en el objetivo anterior con el fin de encontrar los valores máximos de fuerzas y/o momentos que puede soportar el dispositivo en funcionamiento real.
- Realizar una optimización del diseño del dispositivo, de manera que se consiga el mayor giro en el seguidor a la vez que se consiguen las fuerzas y/o momentos máximos. Para ello, se buscará establecer un valor a los parámetros de las

simulaciones, las cuales se deberán haber analizado. De este modo, se obtendrán los resultados que permitan la optimización del diseño del dispositivo.

1.4. Marco regulador.

En este apartado se va a realizar un análisis de la legislación que cumple el dispositivo *BioPunch*. También se va a mostrar el análisis de riesgos que dicho dispositivo debería cumplir cuando estuviera listo para su uso y comercialización. Además, en el capítulo **6** se encuentra información detallada acerca del entorno socioeconómico.

Como se ha comentado anteriormente, el diseño del dispositivo cumple con las especificaciones que el Instituto Ramón Y Cajal de Investigación Sanitaria (IRYCIS) ha solicitado a los integrantes del grupo MAQLAB de la Universidad Carlos III. Estas especificaciones están basadas en la norma **ISO 13485:2016 "Medical Devices - Quality management systems - Requirements for regulatory purposes"**. El campo de actividad del Comité Técnico de Normalización **CTN 111: Aparatos y Dispositivos Médicos y Quirúrgicos** es la normalización de instrumentos quirúrgicos, proceso de esterilización o botiquines de primeros auxilios entre otras. Estas normas están disponibles en AENOR [9] [10] [11].

Este dispositivo solo podría ser utilizado por personal médico cualificado en centros de salud locales o en hospitales, por lo que las responsabilidades éticas y profesionales recaerían sobre el personal médico si se produce un mal uso del dispositivo. Las responsabilidades éticas también podrían recaer sobre los integrantes del grupo MAQLAB de la Universidad, así como en el IRYCIS, si debido al diseño se causan lesiones de gravedad.

El análisis de riesgos que aplicaría al dispositivo una vez se encuentre en uso sigue la norma **ISO 12100:2012** [12] y es el que se muestra a continuación.

1.4.1 Definición de los límites del dispositivo.

- **Límites de utilización.**

  Como se ha comentado, el dispositivo *BioPunch* podría ser utilizado por personal médico cualificado de centros de salud locales, así como de hospitales. Su uso previsible es la realización de biopsias cutáneas de pequeño tamaño. Las piezas

del dispositivo deberían ser limpiadas y esterilizadas para un nuevo uso, así como la cuchilla debería ser cambiada una vez usada.

- **Límites en el espacio.**
  En el anexo de este proyecto se pueden encontrar los planos del dispositivo *BioPunch*. En ellos se ve como el dispositivo no tiene dimensiones grandes, por lo que la amplitud de movimientos del personal sanitario con el dispositivo es bastante grande. Además, no se requeriría de ninguna instalación especial ni fuentes de alimentación adicionales.

- **Límites en el tiempo.**
  La vida límite de las piezas del dispositivo dependerá del material de las cuales estuvieses fabricados, ya que deberán soportar agentes químicos y temperaturas medias-altas durante el proceso de esterilización (véase el apartado **7.4** para más información). Sin embargo, su tiempo de uso previsible puede variar desde una vez a varias veces (excepto la cuchilla que únicamente se usaría una vez).

1.4.2 Identificación de peligros. Estimación y valoración del riesgo.

Dado que el funcionamiento del dispositivo se basa principalmente en la acción de dos levas, un seguidor y un engranaje del tipo cremallera, los peligros que pueden dar lugar a una lesión son los mecánicos, no existiendo peligros térmicos, eléctricos o debido a ruidos y vibraciones. Estos peligros son:

- Peligro de producirse un corte en la piel de no mucha profundidad.
- Peligro de quedar la cuchilla enganchada en la zona afectada o en otra zona de la piel.
- Peligro de impacto y/o asfixia en el caso de que las piezas se encontrasen separadas entre sí.

Los peligros medioambientales tampoco suponen gravedad ya que los materiales con los que se fabricaría el dispositivo *BioPunch* serían fácilmente reciclables y/o biodegradables.

Teniendo en cuenta estos peligros, la estimación del riesgo se realiza en función de la probabilidad de que ocurran y la gravedad del posible daño que provocarían.

La probabilidad de que ocurriesen estos peligros es baja ya que las personas que trabajarían con el dispositivo serían personas cualificadas y, además, el tiempo de uso se estima que sería de pocos minutos.

Por su parte, la gravedad de las lesiones que se produjeran únicamente en una persona sería leve, ya que el dispositivo estaría diseñado para que la cuchilla se introdujese un par de milímetros en la piel humana.

Por lo tanto, teniendo en cuenta la probabilidad y la gravedad de los problemas, se estimaría que el riesgo es **Trivial**, es decir, no se requerirían acciones específicas para reducir o evitar el riesgo. Además, en el envoltorio del dispositivo se incluiría su correcto modo de empleo.

Una vez se ha realizado el análisis de riesgos del dispositivo, se debe recordar que éste aún está en fase de desarrollo e investigación. Además, está protegido mediante la solicitud de patente española e internacional bajo la titularidad de la Universidad Carlos III de Madrid y la Fundación para la Investigación Biomédica del Hospital Universitario Ramón Y Cajal [2].

2. ASPECTOS TEÓRICOS

2.1. Propiedades mecánicas de la piel.

La piel es el órgano del cuerpo humano más grande, cubriéndolo y protegiendo los huesos, músculos y órganos internos de agentes exteriores que puedan ser perjudiciales. Además, permite al cuerpo regular la temperatura, almacenar agua y grasas necesarias y dar al cerebro la información necesaria mediante el sentido del tacto.

La piel está formada por tres capas. La capa superficial o epidermis, la capa intermedia o dermis y la capa más profunda o hipodermis, las cuales tienen diferentes propiedades. Estas propiedades van a ser diferentes según la edad de la persona y el tejido que se va a quitar [13] [14] [15] [16].

El dispositivo automático de biopsias cutáneas va a realizar cortes de pequeño grosor, por lo que las propiedades que interesa estudiar son las de la epidermis y la dermis. Las propiedades que aporta la epidermis son escasas en comparación con la dermis, las cuales son aportadas en su mayoría por el colágeno y la elastina.

La elastina proporciona flexibilidad y elasticidad (ya que es capaz de tensarse y relajarse) a los tejidos. El colágeno también aporta flexibilidad, pero, la propiedad más interesante que aporta a los tejidos y a la piel es su resistencia. Su resistencia a tracción comprende entre 1.5 y 3.5 MPa y su módulo de Young en la región lineal comprende entre 0,1 GPa y 1 GPa [17].

Para caracterizar las propiedades mecánicas de la piel y de otros tejidos blandos, el método más utilizado es la técnica de identación. Se utiliza un identador de punta plana o de punta esférica, y mediante está técnica se puede medir la deformación de la piel, su elasticidad o su resistencia (pudiéndose calcular así una fuerza de reacción) [14] [17].

Sin embargo, no se ha encontrado ningún estudio donde se detalle o se aproxime el valor de la resistencia última de la piel, es decir, el valor en el momento de corte. Se asume, por tanto, que el valor de la fuerza que ejerce la piel en el momento de corte es igual o menor a los valores calculados o estimados en la técnica de identación, siendo estos valores variables entre 0,1 N y 0,6 N [14] [17].

Para las simulaciones, esta fuerza se tendrá en cuenta como fuerza puntual o se añadirá a la precarga de los muelles ya que se trata de valores pequeños.

Por otro lado, no se han encontrado valores del par de fuerza que provoca la piel al ser cortada con una cuchilla circular, ni datos que se puedan asemejar. Por tanto, para el presente proyecto, en las simulaciones del mecanismo se incrementará el valor de dicho par, hasta que se encuentre el valor máximo que el mecanismo es capaz de soportar.

2.2. Dispositivo automático para biopsias cutáneas: *BioPunch.*

El dispositivo *BioPunch* permite realizar las biopsias cutáneas de manera rápida y automática. Su funcionamiento, básicamente, consiste en el giro de dos levas que dotan a un seguidor (donde se acoplará la cuchilla) de un movimiento helicoidal de avance y giro [1] [2] [3] [4].

Las dos levas tienen adheridas sendos piñones que engranan en las correspondientes cremalleras situadas sobre el pulsador. El deslizamiento de éste por el interior de la carcasa produce el giro de las levas, las cuales giran en sentidos contrarios entre sí.

Además, existen dos muelles de compresión. El muelle de disparo tiene la función de impulsar el deslizamiento del pulsador mientras que el muelle de contacto, por su parte, sirve para garantizar el contacto entre el seguidor y las levas, de manera que la traslación del seguidor es en función de la posición angular de las levas. De esta manera, la translación del seguidor depende de la posición angular de las levas, tiene un recorrido entre 2 y 4 mm y vuelva a su posición original cuando las levas han completado una vuelta.

El dispositivo está diseñado de tal manera que, cuando se suelte el pulsador estando en su posición cargada (es decir, en su posición más baja), el mecanismo descrito comience a moverse y termine cuando las levas han completado una revolución, coincidiendo este momento con la posición más alta posible del pulsador (es decir, el límite superior geométrico de la carcasa).

En *Ilustración 1*, *Ilustración 2* e *Ilustración 3* se puede ver la figura del conjunto (en SolidEdge®) así como las partes que lo componen y, en el anexo A, se puede ver cada pieza detallada y sus correspondientes planos.

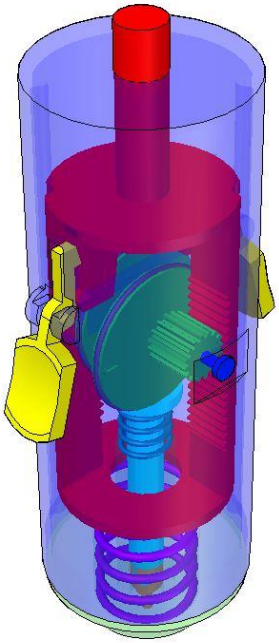


ILUSTRACIÓN 1: DISPOSITIVO BioPunch.

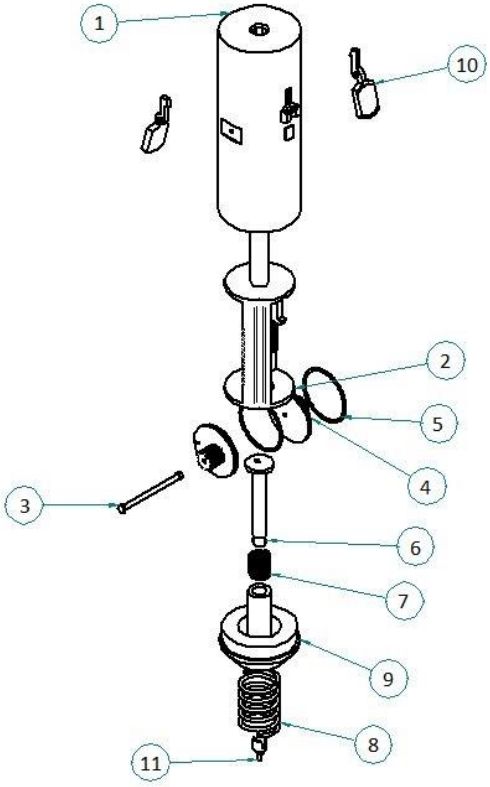


ILUSTRACIÓN 2: EXPLOSIONADO DEL DISPOSITIVO BioPunch.

Número de elemento	Nombre archivo (sin extensión)	Cantidad
1	Carcasa superior	1
2	Pulsador	1
3	Varilla	1
4	Piñón leva	2
5	Junta goma	2
6	Seguidor	1
7	Resorte contacto	1
8	Resorte disparo	1
9	Carcasa inferior	1
10	Gatillo	2
11	Cuchilla 2mm	1

ILUSTRACIÓN 3: PARTES QUE COMPONEN EL DISPOSITIVO BioPunch.

2.3. Ecuaciones dinámicas del *BioPunch*.

A continuación, se van a deducir las ecuaciones diferenciales no lineales teóricas que se han introducido en MATLAB para la obtención de los resultados numéricos. Para su simplificación, se ha utilizado levas circulares excéntricas [4] [18].

En *Ilustración 4* se muestra la cinemática y la dinámica que aparece en el par de levas y el seguidor cuando el mecanismo está en funcionamiento [4] [18].

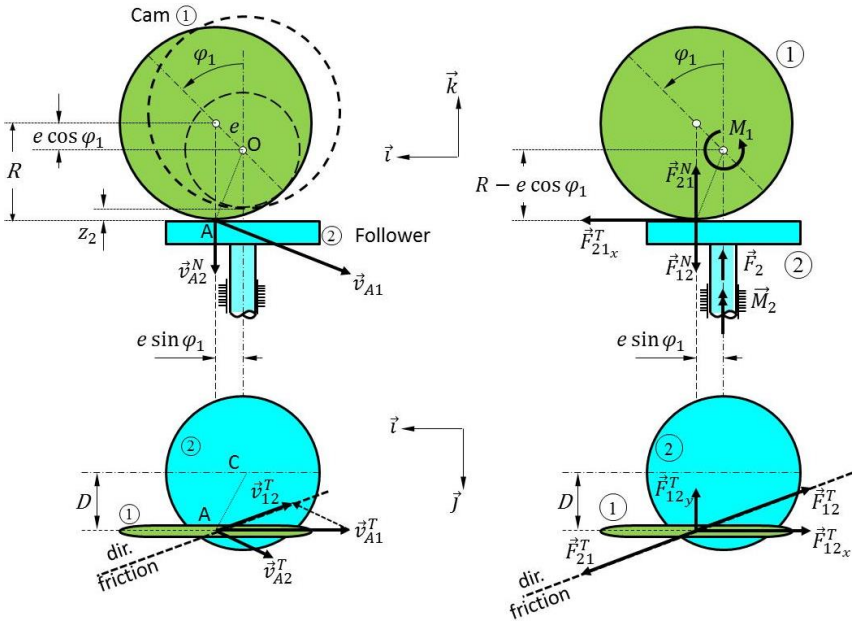


ILUSTRACIÓN 4: CINEMÁTICA Y DINÁMICA DEL CONJUNTO LEVA-SEGUIDOR.

La posición angular de la leva (φ_1) va a determinar la posición vertical del seguidor en su movimiento helicoidal (z_2), pero no la posición angular del seguidor (φ_2) debido a que existe cierto deslizamiento entre las levas y el seguidor. Las ecuaciones que describe dicha posición vertical, así como su velocidad y aceleración son las siguientes [4] [18]:

$$z_2 = e \cdot (\cos \varphi_1 - 1)$$

(2.3-1)

$$\dot{z_2} = -e\dot{\varphi}_1 \sin \varphi_1$$

(2.3-2)

$$\ddot{z_2} = -e\ddot{\varphi}_1 \sin \varphi_1 - e\dot{\varphi}_1{}^2 \cos \varphi_1$$

(2.3-3)

Por otro lado, la fuerza de rozamiento entre el seguidor y las levas debe tener la misma dirección que la velocidad de deslizamiento, además de ser proporcional a la fuerza normal. La constante de proporcionalidad es el coeficiente de rozamiento entre la leva y el seguidor [4] [18]:

$$\vec{F}_{12}^T = \mu \left|\vec{F}_{12}^N\right| \frac{\vec{v}_{12}^T}{\left|\vec{v}_{12}^T\right|}$$

(2.3-4)

Analizando la cinemática de las levas y el seguidor, se comprueba que la velocidad de deslizamiento (velocidad en el punto A entre el seguidor y la leva), $\overrightarrow{v_{12}^T}$, tiene la componente tangencial, como se ve en la ecuación *(2.3-5)* [4] [18]:

$$\overrightarrow{v_{12}^{T}} = \overrightarrow{v_{A1}^{T}} - \overrightarrow{v_{A2}^{T}} = \left(\dot{\varphi}_1\vec{j} \times \overrightarrow{OA}\right) - \left(\overrightarrow{v_{A1}^{N}} + \dot{\varphi}_2\vec{k} \times \overrightarrow{CA}\right) =$$

$$= \ [D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]\vec{\imath} - e\dot{\varphi}_2 \sin\varphi_1\,\vec{j}$$

(2.3-5)

La componente tangencial de la fuerza de también se puede descomponer en sus componentes *x* e *y* [4] [18].

$$F_{12x}^{T} = \frac{\mu\left|\vec{F}_{12}^{N}\right|[D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]}{\sqrt{([D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]^2 + e^2{\dot{\varphi}_2}^2\sin^2\varphi_1)}}$$

(2.3-6)

$$\mathrm{F}_{12y}^{\mathrm{T}} = -\frac{\mu\left|\vec{\mathrm{F}}_{12}^{\mathrm{N}}\right|\mathrm{e}\dot{\varphi}_2\sin\varphi_1}{\sqrt{([\mathrm{D}\dot{\varphi}_2 - (\mathrm{R} - \mathrm{e}\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]^2 + \mathrm{e}^2{\dot{\varphi}_2}^2\sin^2\varphi_1)}}$$

(2.3-7)

Se aplica equilibrio de fuerzas y de momentos al sistema leva-seguidor mostrado en *Ilustración 1*.

El equilibrio de fuerzas queda [4] [18]:

$$\mathrm{F}_2 - \mathrm{F}_{21}^{\mathrm{N}} + \mathrm{m}_2\mathrm{e}\ddot{\varphi}_1\sin\varphi_1 + \mathrm{m}_2\mathrm{e}{\dot{\varphi}_1}^2\cos\varphi_1 = 0$$

(2.3-8)

Donde la aceleración se ha sustituido por el valor obtenido en la ecuación *(2.3-3)*.

El equilibrio de momentos para la leva, tras haber usado las ecuaciones *(2.3-4)* y *(2.3-5)*, es el que se muestra en la ecuación *(2.3-9)* [4] [18]:

$$M_1 - F_{21}^N e \sin\varphi_1 + \frac{\mu F_{21}^N (R - e\cos\varphi_1)[D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]}{\sqrt{[D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]^2 + e^2\dot{\varphi}_2{}^2 \sin^2\varphi_1}} - I_1\ddot{\varphi}_1 = 0$$

(2.3-9)

Y, del mismo modo, se obtiene la ecuación de equilibrio de momentos para el seguidor [4]:

$$M_2 + \frac{\mu F_{21}^N [D(R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1 - (D^2 + e^2\sin^2\varphi_1)\dot{\varphi}_2]}{\sqrt{[D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]^2 + e^2\dot{\varphi}_2{}^2 \sin^2\varphi_1}} - I_2\ddot{\varphi}_2 = 0$$

(2.3-10)

Donde I_1 e I_2 son los momentos de inercia de la leva y del seguidor respecto de su eje de giro respectivamente. M_2 es el par resistente que deberá vencer el seguidor cuando el dispositivo se encuentre en funcionamiento [4] [18].

Por lo tanto, el sistema de ecuaciones diferenciales de segundo orden no lineales que resuelve el movimiento del sistema son las ecuaciones *(2.3-8)*, *(2.3-9)* y *(2.3-10)*.

Sin embargo, estas ecuaciones deben ser simplificadas para su resolución en MATLAB. Para ello, se hace uso de la ecuación que define el movimiento del pulsador respecto de las levas. Las fuerzas existentes en el pulsador cuando este se está desplazando en su dirección vertical positiva son las que se muestran en la *Ilustración 5* [4].

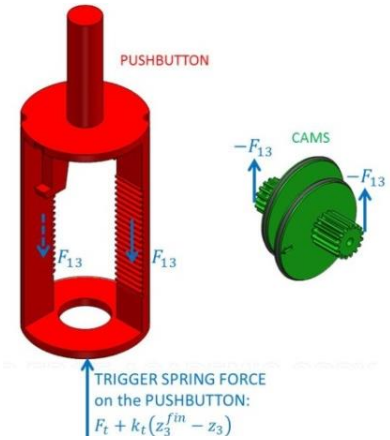


ILUSTRACIÓN 5: DINÁMICA EN LAS LEVAS Y EN EL PULSADOR

Por lo tanto, la ecuación del movimiento del pulsador es [4]:

$$F_t + k_t\left(z_3^{fin} - z_3\right) - 2F_{13} = m_3\ddot{z}_3$$

(2.3-11)

En la ecuación, F_t es la fuerza que transmite el muelle al pulsador; k_t es la constante elástica del muelle de disparo; m_3 es la masa del pulsador; z_3 es la posición del pulsador y z_3^{fin} es la posición que alcanza el pulsador cuando este llega al límite de la carcasa [4].

Se puede determinar la relación entre la posición del pulsador y la posición angular de las levas mediante el radio del piñón que mantiene en contacto las levas con la cremallera del pulsador [4].

De esta manera, se tiene que:

$$z_3 = r\varphi_1$$

(2.3-12)

Además, como la posición final del pulsador se alcanza cuando las levas han girado una vuelta completa, se tiene:

$$z_3^{fin} = 2\pi r$$

(2.3-13)

Sustituyendo estos valores en la ecuación *(2.3-11)*, se tiene la expresión (*2.3-14*).

$$F_{13} = \frac{F_t}{2} + \pi k_t r - \frac{k_t r}{2}\varphi_1 - \frac{m_3 r}{2}\ddot{\varphi}_1$$

(2.3-14)

Multiplicando la fuerza F_{13} por el radio del piñón de la leva, se obtiene el momento M_1 que aparece en la ecuación *(2.3-9)*, y, por lo tanto, sustituyendo en dicha ecuación y reordenando términos queda la ecuación *(2.3-15)* [4]:

$$\frac{F_t r}{2} + \pi k_t r^2 - \frac{k_t r^2}{2}\varphi_1 - F_{21}^N e \sin\varphi_1 +$$
$$+\frac{\mu F_{21}^N (R - e\cos\varphi_1)[D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]}{\sqrt{[D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1]^2 + e^2 {\dot{\varphi}_2}^2 \sin^2\varphi_1}} - \left(\frac{m_3 r^2}{2} + I_1\right)\ddot{\varphi}_1 = 0$$

(2.3-15)

Reagrupando términos de las ecuaciones (*2.3-8*) y (*2.3-10*) se tiene a siguiente ecuación [4]:

$$F_0 + ke(1 - \cos\varphi_1) - 2F_{21}^N + m_2 e\ddot{\varphi}_1 \sin\varphi_1 + m_2 e\dot{\varphi}_1^2 \cos\varphi_1 = 0$$

(2.3-16)

$$M_2 - 2\mu F_{21}^N \frac{(D^2 + e^2\sin^2\varphi_1)\dot{\varphi}_2 - D(R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1}{\sqrt{[D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_2]^2 + e^2\dot{\varphi}_2^2\sin^2\varphi_1}} - I_2\ddot{\varphi}_2 = 0$$

(2.3-17)

Eliminando F_{21}^{N}de la ecuación (*2.3-15*), (*2.3-16*) y (*2.3-17)* y despejando $\ddot{\varphi}_1$ y $\ddot{\varphi}_2$, el sistema de ecuaciones resultante que se ha introducido en MATLAB es [4]:

$$\begin{cases} \ddot{\varphi}_1 = \dfrac{F_t r + 2\pi k_t r^2 - k_t r^2 \varphi_1 + \left[F_0 + ke(1-\cos\varphi_1) + m_2 e \dot{\varphi}_1^2 \cos\varphi_1\right]\left\{\dfrac{\mu[D\dot{\varphi}_2 - (R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1](R - e\cos\varphi_1)}{\sqrt{[D\dot{\varphi}_2 - (R-e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_2]^2 + e^2\dot{\varphi}_2^2 \sin^2\varphi_1}} - e\sin\varphi_1\right\}}{m_3 + 2I_1 - \dfrac{\mu[D\dot{\varphi}_2 - (R-e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1](R-e\cos\varphi_1)m_2 e\sin\varphi_1}{\sqrt{[D\dot{\varphi}_2 - (R-e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_2]^2 + e^2\dot{\varphi}_2^2\sin^2\varphi_1}} + m_2 e^2 \sin^2\varphi_1} \\ \ddot{\varphi}_2 = \dfrac{M_2}{I_2} - \dfrac{\mu\left[F_0 + ke(1-\cos\varphi_1) + m_2 e\ddot{\varphi}_1 \sin\varphi_1 + m_2 e\dot{\varphi}_1^2\cos\varphi_1\right]\left[\left(D^2 + e^2\sin^2\varphi_1\right)\dot{\varphi}_2 - D(R - e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_1\right]}{I_2\sqrt{[D\dot{\varphi}_2 - (R-e\cos\varphi_1)\dot{\varphi}_2]^2 + e^2\dot{\varphi}_2^2\sin^2\varphi_1}} \end{cases}$$

(2.3-18)

3. PTC CREO PARAMETRIC

3.1. Descripción general del programa

PTC CREO PARAMETRIC es un software de diseño CAD 3D, basado en el software anterior Pro/ENGINEER. A parte del módulo central enfocado en el diseño 3D de piezas y conjuntos, PTC CREO PARAMETRIC dispone de diferentes extensiones con las que se puede complementar de manera sencilla y rápida el diseño de una pieza o conjunto de piezas, como puede ser la aplicación de mecanismo o la aplicación de análisis. De esta manera se reduce el uso de softwares complementarios, y por tanto el coste, para realizar el diseño [19] [20].

Además de permitir el modelado virtual de piezas y el montaje de conjuntos, PTC CREO PARAMETRIC permite abrir archivos realizados en otros softwares de CAD, como CATIA®, Siemens® NX ™, SolidWorks®, Autodesk® o SolidEdge®, sin que se generen archivos adicionales. Lo único que se debe hacer en los programas de origen es guardar la pieza en un formato compatible con PTC CREO PARAMETRIC (como *STEP*, *IGES*, *DXF*, *STL*…) [19] [20].

PTC CREO PARAMETRIC es un software utilizado por parte del grupo MAQLAB del departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad.

La pantalla que aparece cuando se inicia el programa es la que se puede ver en la *Ilustración 6*.

Cada vez que se inicie PTC CREO PARAMETRIC, se tiene que cambiar el directorio de trabajo y borrar de la memoria los objetos previamente utilizados. De esta manera se evita que se produzcan errores.

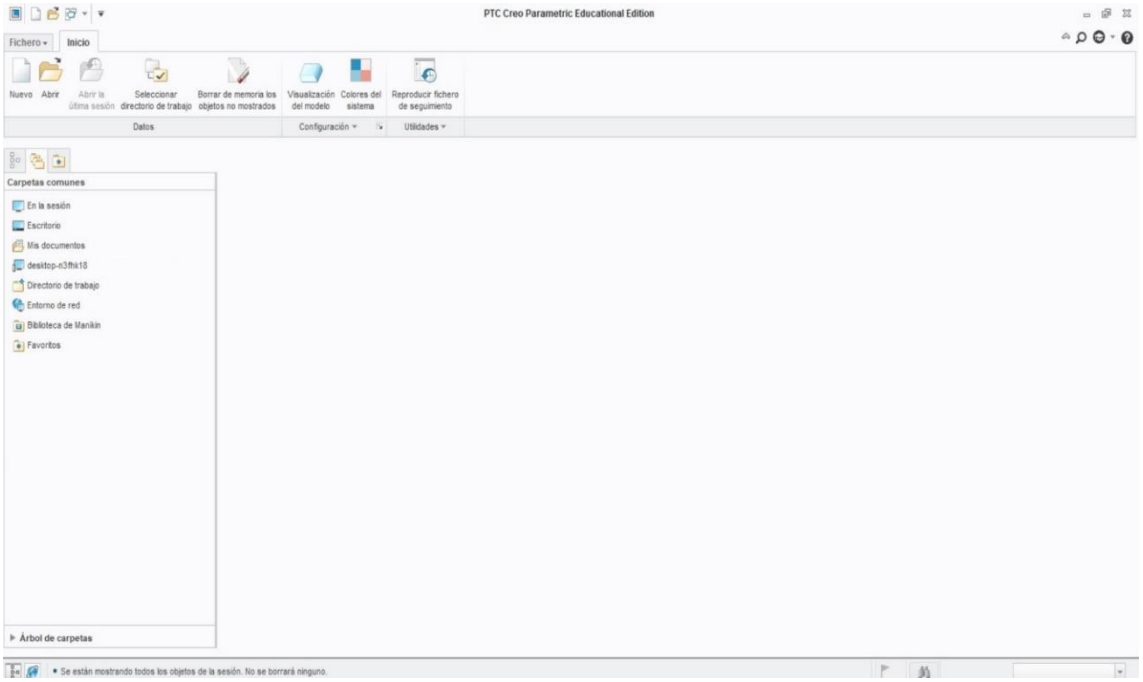


ILUSTRACIÓN 6:PANTALLA INICIAL PTC CREO PARAMETRIC

3.2. Partes del *BioPunch*

Las partes pertenecientes al *BioPunch* fueron diseñadas por profesores del grupo MAQLAB [4] y modeladas en SolidEdge®. Por ello, para realizar las simulaciones de este proyecto se han tenido que guardar dichas piezas en formato *STEP* para poder ser abiertas y editadas por PTC CREO PARAMETRIC. La primera vez que se abren las piezas, se deben de cambiar las unidades en propiedades del modelo, pues por defecto no son las del Sistema Internacional.

También se ha generado automáticamente un sistema de coordenadas, aunque se tiene que insertar los planos de referencia XY, YZ y XZ de dicho sistema de coordenadas, para ubicar cada pieza en el conjunto. Además, en el pulsador y en la carcasa superior se va a insertar un eje de referencia central.

Por último, hay que aplicar material a cada pieza para que de esta manera se tengan datos de masa e inercia, pues estos datos son necesarios para resolver las ecuaciones teóricas en MATLAB [4]. Para aplicar el material se accede a *Propiedades del modelo* como se puede ver en la *Ilustración 7* e *Ilustración 8*.

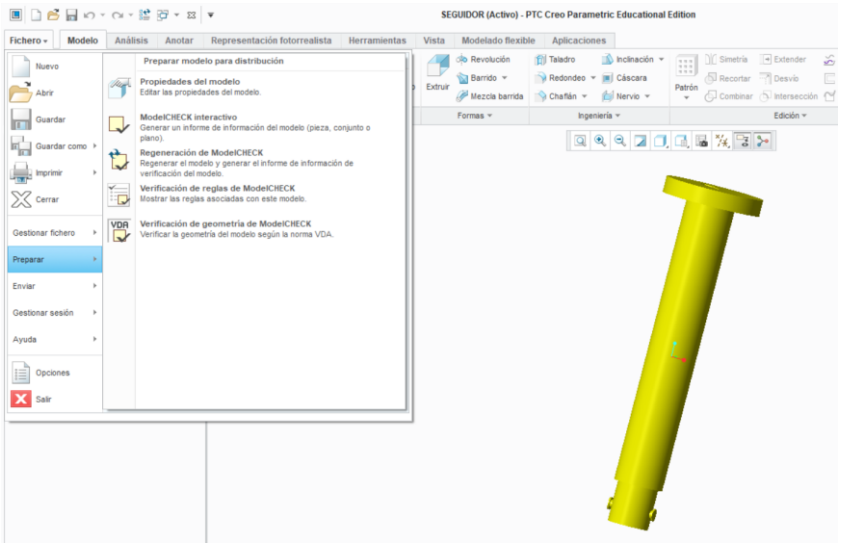


ILUSTRACIÓN 7: PROPIEDADES DEL MODELO

El material que se define para todas las piezas es PVC por ser un polímero disponible en el programa y por su posible utilización real en el ámbito de la medicina [21].

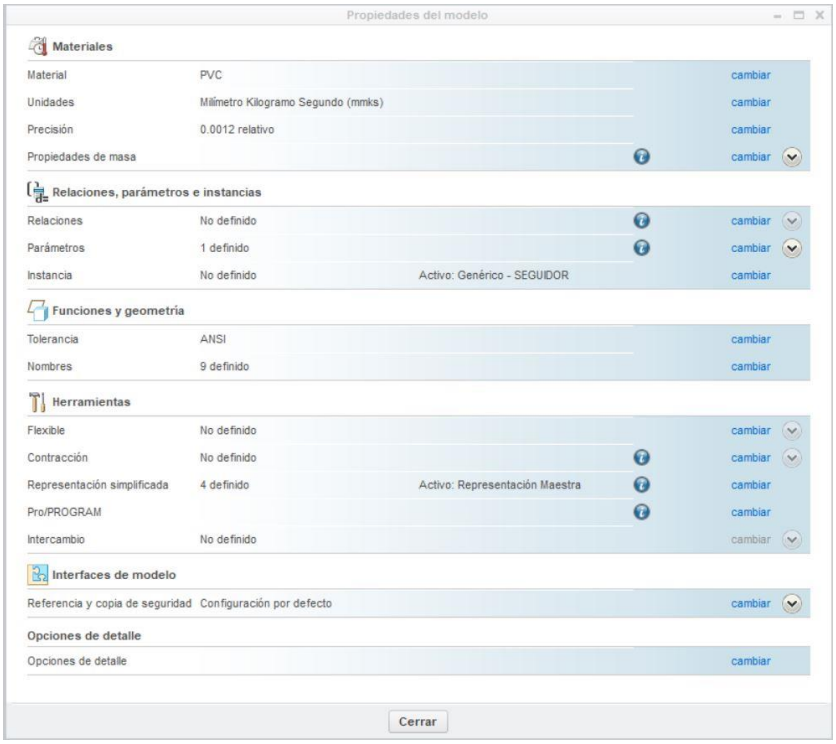


ILUSTRACIÓN 8: PROPIEDADES DEL MODELO

3.3. Proceso de ensamblaje

Una vez se tiene las piezas que forman *BioPunch*, se procede a realizar el ensamblaje de éstas. Para ello, se abre un nuevo archivo de *Conjunto*. La pantalla que aparece es la que se muestra en *Ilustración 9*.

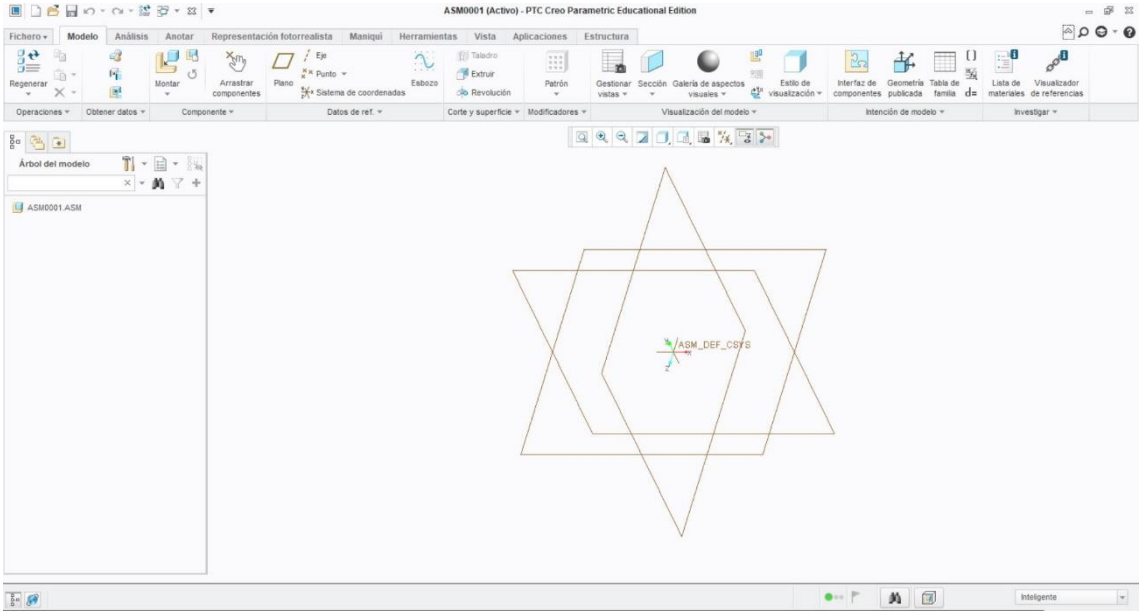


ILUSTRACIÓN 9: PANTALLA PESTAÑA MODELO

En el conjunto se debe permitir los movimientos que sean necesarios en las diferentes piezas (por ejemplo: las levas solo podrán girar alrededor de uno de sus ejes). Para conseguir estos movimientos se van a utilizar las restricciones y relaciones en el momento que se posiciona cada pieza.

Las opciones que más se utilizan son las de *Montar* para insertar piezas existentes y *Arrastrar componentes* para moverlas y ver su movimiento libre. El resto de las opciones están relacionadas con la extrusión de partes nuevas o la visualización del modelo.

Cuando se inserta una pieza, se abre una nueva ventana gráfica *Posición del componente* donde se le da a cada pieza las restricciones necesarias. La primera pieza que se inserta es la carcasa inferior para que sirva de soporte y guía a las piezas posteriores. Esta pieza debe permanecer fija. Para ello, la relación que se le asigna es *Por defecto* haciendo que quede totalmente restringida.

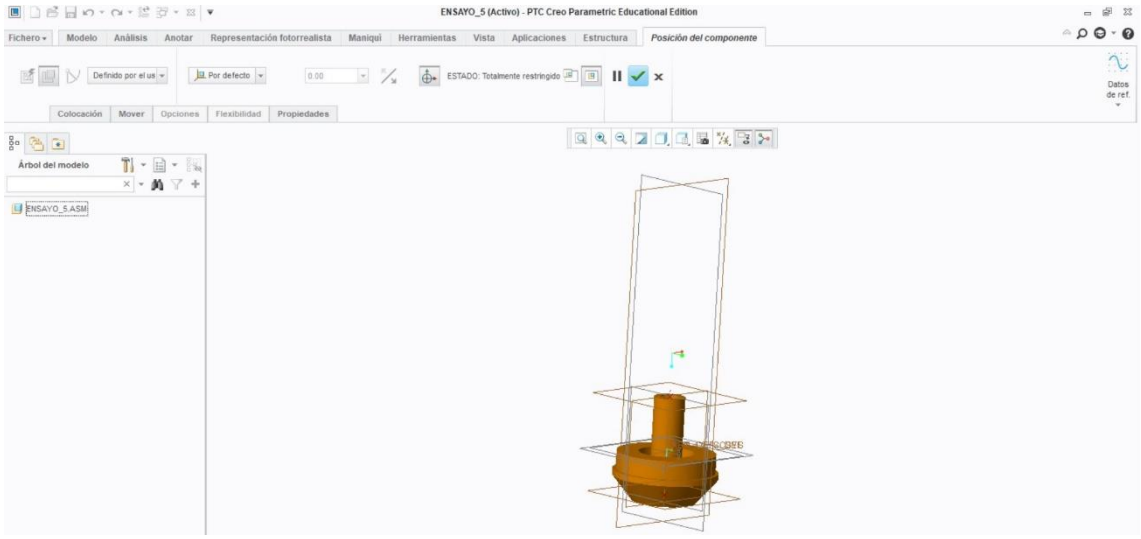


ILUSTRACIÓN 10: RESTRICCIONES EN PTC CREO PARAMETRIC.

En la *Ilustración 10* se puede ver que los tipos de restricciones se pueden cambiar en la pestaña superior izquierda, y en la pestaña que se encuentra a su derecha se pueden definir los tipos de relaciones. Una vez listo, se acepta y se vuelve automáticamente a la pantalla de *Modelo*, pero con la nueva pieza insertada.

A continuación, se proporciona los tipos de restricciones y de relaciones necesarias para el resto de las piezas en el orden que se ha seguido durante su ensamblaje.

- Carcasa superior.

  Esta pieza tiene dos relaciones *Coincidentes*, una para la alineación de ejes con la carcasa inferior y la otra para su acoplamiento encima de ésta. Con estas dos restricciones, PTC CREO PARAMETRIC da la opción de bloquear el giro relativo y quedar totalmente restringida.

- Pulsador.

  Esta pieza tiene una restricción del tipo *Corredera*, que permite a la pieza trasladarse sobre el eje de referencia central creado. Para ello, se hace coincidir este eje con el respectivo eje del pulsador. Además, para conseguir que la pieza esté definida completamente, es necesario impedir su rotación, es decir, se hace coincidir un plano del pulsador con un plano de la carcasa superior, consiguiéndose que coincidan las guías del pulsador sobre los carriles de la carcasa superior.

- Varilla.

  Se inserta en el hueco que atraviesa la carcasa superior. Se hace coincidir los ejes de la varilla con los del hueco y los planos donde queda apoyada. No se bloquea el giro relativo para que así, a la hora de realizar simulaciones, sea posible controlar el ángulo girado por las levas.

- Piñón-leva.

  Las levas tienen que tener una restricción de tipo *Pin*, lo que permite que se produzca el giro y la leva no se desplace. Por lo tanto, se define el eje de giro y una distancia de manera que la leva quede restringida y sólo pueda girar. También, es necesario colocar las levas en su posición inicial para el posterior análisis, creando cualquier relación que permita obtener dichas posiciones y, seguidamente, se desactiva esta relación para que no afecte en los análisis. Para terminar la definición de las levas, es necesario activar la fricción y dar valor a los coeficientes de rozamiento estático y dinámico. Esta fricción es necesaria para realizar las posteriores simulaciones correctamente.

- Junta de goma.

  Las juntas de goma tienen el eje coincidente con la parte circular de las levas. Para que queden encajadas en su canal correspondiente es necesario una relación *Tangente* entre las superficies de las juntas y dichos carriles de las levas. Con éstas dos condiciones y bloqueando el giro relativo, las juntas de goma quedan totalmente restringidas, quedando solidarias a las levas.

- Seguidor.

  El seguidor tiene un movimiento de traslación y un movimiento de rotación, ambos movimientos sobre del eje central del pulsador. Para ello, se utiliza una restricción de tipo *Cilindro*, con el eje del seguidor y el del pulsador coincidentes. Al igual que en las levas, es necesario activar la fricción y dar los valores de los coeficientes de rozamiento.

– Cuchilla.

  La cuchilla ha de girar y trasladarse como el seguidor, por lo que para que se encuentre totalmente restringida basta con hacer coincidir dos caras o una cara y el eje de ambos elementos. A este elemento se le puede añadir la caperuza de la cuchilla, pero se utiliza el mismo procedimiento que para hacer coincidir la cuchilla con el seguidor.

Una vez se ha colocado esta última pieza, el aspecto del *BioPunch* es el que se muestra en la *Ilustración 11*.

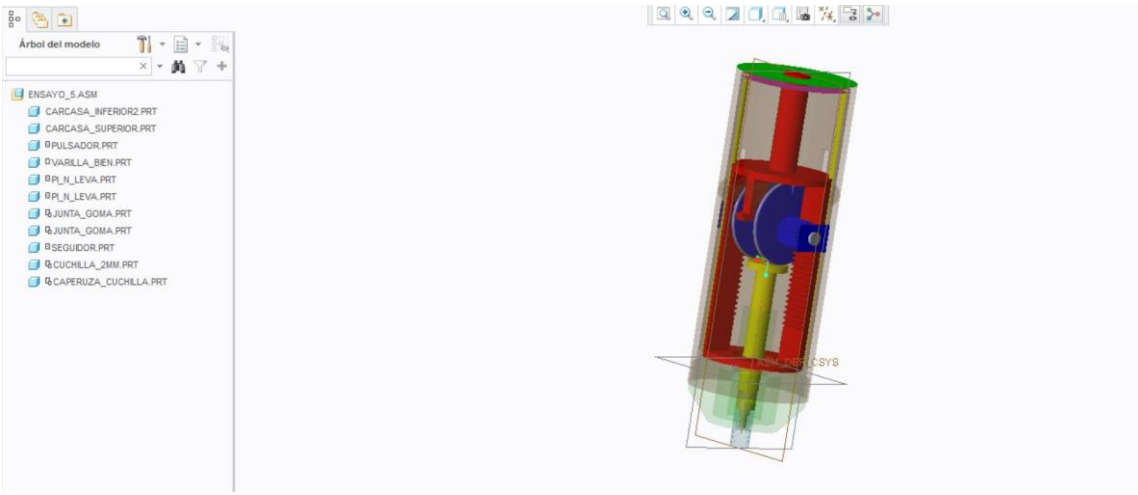


ILUSTRACIÓN 11: BIOPUNCH

Se observa como todas las piezas están pintadas de diferentes colores para facilitar su montaje y poder distinguirse bien. Además, se podría añadir los gatillos que aparecen en el explosionado. Sin embargo, estos no tienen ninguna relevancia en las simulaciones.

Con la herramienta *Arrastrar componentes* se comprueba que el movimiento admisible en el conjunto es el requerido. Además, con esta opción se puede colocar el conjunto en su posición inicial.

Las levas deben estar en su posición más elevada. Para ello se pone la flecha existente de forma vertical. Asimismo, el pulsador debe encontrarse en su posición más baja, es decir, cuando se encuentra preparado para realizar el corte.

3.4. Aplicación “Mecanismo” de PTC CREO PARAMETRIC.

PTC CREO incluye un módulo de cálculo cinemático y dinámico de mecanismos. Dicho módulo considera las piezas de un mecanismo como sólidos rígidos. Con esta aplicación se pueden definir muelles, actuadores, fuerzas, pares, contactos, etc., entre las partes de un mecanismo.

Una vez se tiene el conjunto montado, se accede a la aplicación de *Mecanismo* [20] [22].

Se abre una nueva ventana gráfica similar a la de *Modelo* previamente mencionada. Como se ve en la *Ilustración 12* en la parte superior, se encuentran las opciones para definir cualquier conexión entre dos piezas (como engranajes, levas, etc.), para insertar cualquier tipo de fuerza, momento o muelle, añadir condiciones para iniciar y finalizar los análisis o las opciones de crear planos, puntos y/o ejes de referencia que también se encontraba en la pestaña de *Modelo*. A la izquierda sigue apareciendo el árbol del modelo y, además, aparece el árbol del mecanismo, donde se puede acceder a las mismas opciones de la parte superior.

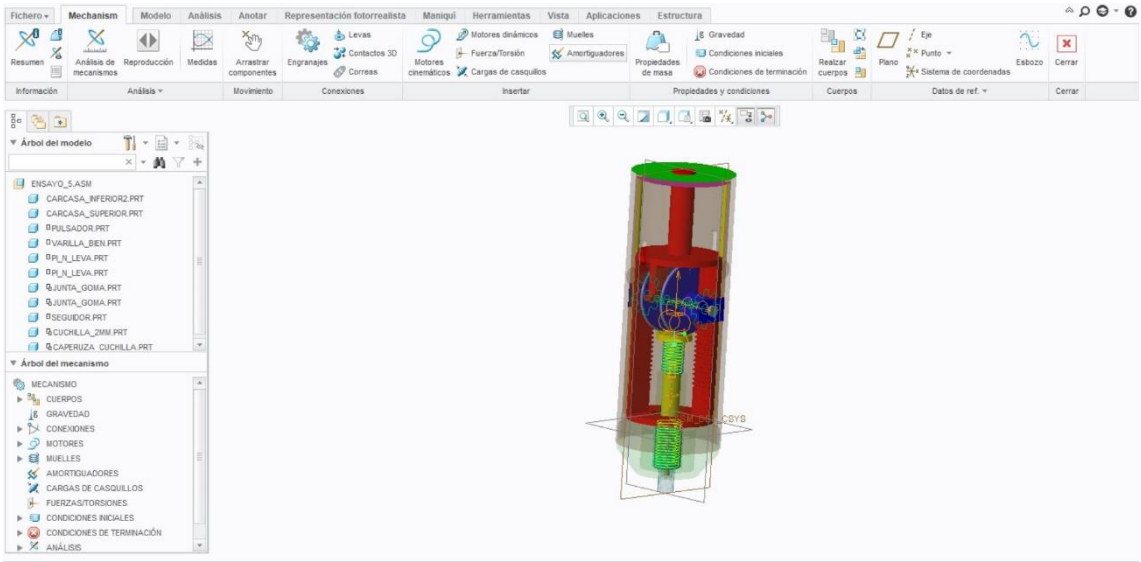


ILUSTRACIÓN 12: PANTALLA MECANISMO

A continuación, se va a detallar las conexiones existentes, así como las fuerzas, muelles y/o momentos existentes para el correcto funcionamiento del dispositivo automático para biopsias.

3.4.1 Conexiones.

Conexiones entre las levas y el seguidor.

Se ha definido un *Contacto 3D* [22] entre las levas y el seguidor. De este modo, la aplicación permite estudiar la velocidad de deslizamiento entre los elementos mencionados.

Lo primero que se hace es seleccionar las dos superficies que van a estar en contacto, siendo en este caso la superficie superior del seguidor y la superficie curva de la junta de goma. Se define si se quiere que haya o no rozamiento. En el caso de estudio se quiere que haya rozamiento, por lo que se define el coeficiente estático y dinámico, los cuales se suponen iguales [23]. Para terminar la definición del *Contacto 3D* se selecciona el material que se ha aplicado.

Conexiones entre el pulsador y los piñones de las levas.

La conexión entre el pulsador y el piñón de cada leva es de tipo *Engranaje* [22], que a su vez es de tipo *Cremallera y piñón*. A continuación, se seleccionan y se crean las opciones tanto de la cremallera como del piñón.

Para el piñón se selecciona el eje de movimiento que se ha creado al posicionar la leva e imponer sus correctas restricciones y relaciones. Automáticamente se seleccionan los cuerpos que forman las opciones de *piñón* y *soporte* (es importante que en el apartado *piñón* aparezca el subconjunto leva y junta de goma y, en *soporte*, la varilla). Por último, se asigna el valor al diámetro primitivo del piñón, que va a ser de 10 mm.

Para la cremallera lo único que se selecciona es el eje de movimiento, creado al posicionar el pulsador con sus respectivas restricciones. Para este caso, en el apartado *cremallera* debe aparecer el pulsador y en *soporte*, ambas carcasas fijas.

Si el ángulo de presión fuese diferente al que viene por defecto (20 deg), se puede cambiar su valor en *Propiedades*, así como el ángulo de hélice (por defecto es de 0 deg).

Las conexiones por cremallera se realizan dos veces, una por cada leva.

Para comprobar el correcto funcionamiento de las cuatro conexiones creadas se utiliza la opción *Arrastrar componentes*. Se debe observar que a la vez que gira una de las levas, la otra lo hace en sentido contrario y el pulsador se desplaza a lo largo de su eje longitudinal.

3.4.2 Fuerzas, momentos y muelles.

Lo primero que se añade son los muelles para que el mecanismo pueda funcionar correctamente.

Muelles.

Los muelles [22] sirven para dotar de movimiento al pulsador (muelle de disparo) y para mantener el contacto entre el seguidor y las levas (muelle de contacto).

El muelle de contacto debe unir el seguidor con la carcasa inferior, permitiendo que el seguidor pueda desplazarse en la dirección longitudinal de su eje central. Su ecuación es la siguiente:

$$\Delta F_{contacto} = k_{contacto} \cdot \Delta l$$

(3.4.2-1)

En (3.4.2-1), ΔF es la fuerza en el muelle de contacto, k es la constante elástica del muelle de contacto y Δl su alargamiento.

Por su parte, el muelle de disparo debe unir el pulsador con la carcasa inferior, de este modo el pulsador se puede desplazar en la dirección de su eje longitudinal sin que el mecanismo se desmonte. Su ecuación característica es:

$$\Delta F_{disparo} = k_{disparo} \cdot \Delta l$$

(3.4.2-2)

Donde ΔF es la fuerza en el muelle de disparo, k es la constante elástica y Δl su alargamiento.

Antes de crear los muelles, se debe haber creado los puntos de referencia de inicio y final de cada muelle, los cuales definen el eje de movimiento.

Al crear el muelle, lo primero que se selecciona son los dos puntos correspondientes. Las opciones que permite PTC CREO PARAMETRIC son el cambio de propiedades del muelle (como la constante elástica o la longitud natural que se desea para el muelle), el tipo de muelle que se utiliza (de extensión, compresión o de torsión) [22] y, por último, se puede cambiar el diámetro del muelle para que quede más realista.

De esta manera se crea tanto el muelle de contacto como el muelle de disparo, introduciendo los valores de sus propiedades correspondientes.

Fuerzas

Tanto si se quiere crear una fuerza puntual como un momento torsor de una de las piezas, se ha de utilizar la opción *Fuerza/Torsión* [22].

Para una fuerza puntual, se selecciona el punto de aplicación de esta y, a continuación, se define tanto su magnitud como su dirección. Por defecto, la función de esta fuerza es constante, aunque puede ser definida por el usuario.

Por su parte, para crear un par torsor, se selecciona el cuerpo que va a ser sometido a torsión. Igualmente, se le asigna su valor como dirección.

La fuerza de la gravedad se aplica en una opción diferente a la de las fuerzas o torsiones (opción *Gravedad*) [22]. El valor se genera automáticamente, pero habrá que tener en cuenta la dirección en la que se aplica. Esta gravedad se ha de activar posteriormente en las simulaciones. Para este proyecto, la gravedad no varía significativamente los resultados, por lo que es indiferente activarla o no.

Momentos

Para aplicar momentos o pares de fuerza al sistema de estudio, se debe crear un motor dinámico [22]. Lo único que se selecciona es un eje de movimiento (creado con las

restricciones y relaciones de cada pieza) y se introduce la magnitud del momento o par de fuerzas (este valor puede ser positivo como negativo).

En el presente proyecto, el eje de movimiento que se debe seleccionar es el eje del seguidor, ya que el momento se aplicará en el subconjunto seguidor y cuchilla. Este momento se opone al giro del seguidor de tal manera que según aumente dicho momento, el giro disminuye.

También es posible realizar otras simulaciones de fuerzas o movimientos existentes como las siguientes, aunque no se han utilizado para el presente proyecto [22].

- Para dotar movimiento continuo a las partes se debe utilizar *Motores cinemáticos*. Se pueden definir como la posición, velocidad o aceleración en función del tiempo de un eje de movimiento o de una de las piezas.
- La simulación de fuerzas que quitan energía a un mecanismo y amortiguan su movimiento. Para ello se utiliza la opción *Amortiguadores*.
- La simulación de movimiento y fuerzas transmitidas entre dos elementos del mecanismo que entre ellos se mueven por separado se realiza con la opción de *Cargas de casquillo*.

Una vez se tienen aplicadas todas las cargas y se han definido todas las conexiones existentes en el mecanismo, es necesario realizar las condiciones de inicio y fin de los análisis, así como comprobar las propiedades de masa.

3.4.3 Propiedades de masa.

Las propiedades de masa de un mecanismo o de sus partes, son la densidad, el volumen, la masa, el centro de gravedad y los momentos de inercia [22]. Para que se puedan visualizar estos datos, es necesario haber aplicado un material a todas las piezas.

En PTC CREO PARAETRIC, las propiedades de masa pueden estar referenciadas a una pieza, todo el conjunto o un cuerpo (una pieza se diferencia de un cuerpo porque este último puede estar compuesto por varias piezas). Estas propiedades de masa están definidas por la densidad o por la masa (por defecto, están definidas por la densidad) [22].

PTC CREO PARAMETRIC calcula los valores automáticamente teniendo en cuenta el material aplicado [22]. Estos valores se corresponden a la densidad, volumen y masa, así como las coordenadas del centro de gravedad. También se puede obtener los valores de todos los momentos y productos de inercia.

Para resolver las ecuaciones dinámicas del mecanismo en MATLAB [4], los valores que se recogen son: las masas del pulsador, de las levas y del seguidor; y, los momentos de inercia respecto de su eje de giro de las levas y del seguidor.

3.4.4 Condiciones de inicio y fin del análisis.

Las condiciones iniciales permiten definir la posición o velocidad que debe tener el mecanismo antes de realizarse el análisis dinámico [22].

La condición inicial de posición permite que el análisis vaya a comenzar en una posición concreta, ya que se trata de una instantánea de la pantalla que, por defecto, es la pantalla actual del modelo. Esta instantánea recoge la configuración de las restricciones y relaciones geométricas de los cuerpos, así como los cuerpos que estén bloqueados.

Por su parte, la condición inicial de velocidad permite iniciar las simulaciones con una velocidad de algunas partes del mecanismo [22].

Para este proyecto, la condición inicial que se usa es de posición, en la cual el pulsador se encontrará en su posición más baja y las levas en su posición más elevada, como se muestra en la *Ilustración 13*.

Las condiciones para finalizar los análisis dinámicos son expresiones matemáticas o ecuaciones creadas por el usuario que definen o limitan el movimiento, de manera que, cuando se cumpla esta condición, el análisis termina [22].

Para poder crear estas condiciones de finalización se deben crear primero las variables que se van a medir (salvo la variable tiempo que está creada por defecto). Para ello, se utiliza la opción *Medidas* y se crea una nueva. Estas medidas pueden ser de diferentes tipos: posición, velocidad, aceleración, impacto, impulsión, contacto 3D, etc. Además, estas medidas serán las que luego se puedan recoger y graficar.

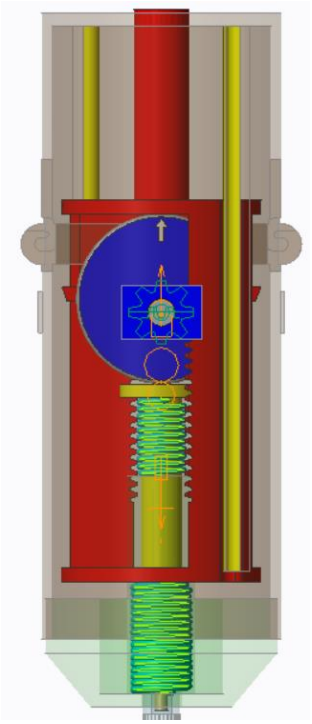


ILUSTRACIÓN 13: POSICIÓN INICIAL

Las medidas que se crean para el análisis del *BioPunch* son dos de posición para controlar el giro de las levas y del seguidor y una de contacto 3D para poder medir la velocidad de deslizamiento entre las levas y el seguidor.

Por último, para que el análisis pueda finalizar, sólo se definirá que el ángulo girado por las levas sea una vuelta completa de las levas.

3.4.5 Análisis.

Los análisis se utilizan para estudiar la respuesta del mecanismo ante las restricciones, fuerzas, momentos… a los que el mecanismo se encuentra sometido. Al crear un nuevo análisis, PTC CREO PARAMETRIC permite seleccionar el tipo de análisis, preferencias, cargas externas o motores cinemáticos y dinámicos existentes, así como activar la gravedad o la fricción [22].

En PTC CREO PARAMETRIC existen cinco tipos de análisis [22].

- Cinemático: se realizan cuando solamente se quieren analizar los movimientos del conjunto, sin tener en cuenta las fuerzas que actúen en él.

- Dinámico: además de analizar los movimientos del sistema, con estos análisis se estudia la relación entre las fuerzas externas, gravitacionales y de inercia sobre la masa del mecanismo y de sus partes.
- Estático: con este tipo de análisis se pueden estudiar las fuerzas de un conjunto en posición de equilibrio.
- Posición: son necesarios para saber si el mecanismo se puede crear con las conexiones y los motores cinemáticos establecidos.
- Equilibrio de fuerzas: de esta manera se pueden determinar las fuerzas necesarias para mantener el sistema en equilibrio o en una posición concreta.

Para el estudio del mecanismo *BioPunch* se realiza un análisis dinámico.

Se gestiona el dominio del tiempo mediante los valores de la velocidad y duración del análisis, así como se selecciona la configuración de las condiciones iniciales y finales creadas anteriormente.

Se selecciona los motores cinemáticos y dinámicos que se necesitan en la simulación y se añaden las cargas exteriores al mecanismo necesarias, así como se activa la fricción y la gravedad. Para el estudio de este proyecto, la fricción debe estar activada y la gravedad puede estar o no activa, ya que no afecta en los resultados porque el tiempo de funcionamiento del mecanismo es bastante pequeño y las fuerzas de inercia son muy superiores a las gravitatorias.

Por último, se debe ejecutar el análisis. Se observará cómo el mecanismo realiza su correcto funcionamiento a la vez que la ejecución del análisis se completa.

Una vez completado el análisis, se saca la visualización de dicho análisis, así como los valores y gráficas de las medidas creadas.

4. RESULTADOS

En este capítulo se van a mostrar los resultados obtenidos de las simulaciones del dispositivo *BioPunch* con un funcionamiento en vacío (es decir, sin fuerzas externas) tanto en MATLAB como en PTC CREO PARAMETRIC.

Del mismo modo, se va a mostrar los resultados obtenidos de las simulaciones en PTC CREO PARAMETRIC al variar parámetros y los obtenidos cuando se aplican diferentes pares de fuerzas.

4.1. Resultados de las simulaciones del dispositivo en vacío

Se va a exponer los resultados de las simulaciones del dispositivo sin que haya fuerzas ni pares de fuerza aplicados, tanto con MATLAB como PTC CREO PARAMETRIC. Posteriormente, se van a comparar ambos resultados.

4.1.1 Resultados obtenidos en MATLAB

El modelo dinámico del dispositivo ha sido desarrollado por el profesor Jesús Meneses e implementado para un código MATLAB [4]. Dicho código resuelve numéricamente las ecuaciones de movimiento del mecanismo cuando se introducen los valores de los diferentes parámetros. De este modo, se puede exponer los resultados como las gráficas de los giros de las levas y del seguidor y de la velocidad de deslizamiento entre las levas y el seguidor en función del tiempo.

Los valores que se van a dar a los parámetros se van a considerar iniciales, de manera que coincidan con los valores utilizados en PTC CREO PARAMETRIC cuando se realice la simulación en vacío del dispositivo.

Los parámetros y los valores iniciales que necesita la función principal para resolver el problema son los siguientes:

- Excentricidad de la leva: es la distancia existente entre el eje de la varilla y el eje de la leva circular. Esta distancia va a ser de 2 mm. No va a variar en el resto de las simulaciones.
- Radio de la leva circular: va a tener un valor de 12 mm. Este valor se va a mantener invariable.

- Distancia entre el punto de contacto de la leva-seguidor con el eje central del seguidor: esta distancia va a ser inicialmente de 4,5 mm.
- Radio primitivo del piñón: este parámetro permanecerá invariable y va a tener un valor de 5 mm.
- Masa de la leva: su valor es 1,77 gramos y no va a tener valor diferente.
- Momento de inercia de la leva: el momento de inercia respecto del eje de giro de la leva no va a variar y su valor va a ser 1,06exp-07 $kg \cdot m^2$.
- Masa del seguidor: su valor es 2,16 gramos. No va a variar.
- Momento de inercia del seguidor: el momento de inercia respecto del eje de giro del seguidor va a ser invariable y su valor va a ser 1,37exp-08 $kg \cdot m^2$.
- Masa del pulsador: su valor es 12,58 gramos, siendo este valor invariable.
- Coeficiente de rozamiento: el valor del coeficiente de rozamiento entre las levas y el seguidor va a ser inicialmente 0,7.
- Par externo sobre el seguidor: el valor inicial de este parámetro va a ser 0 N·m.
- Constante elástica del muelle de contacto: el valor va a ser variable. Inicialmente su valor va a ser de 50 N/m.
- Precarga del muelle de contacto: la fuerza que va a tener el muelle en su posición inicial va a ser de 1 N. Este valor va a ser variable.
- Constante elástica del muelle de disparo: al igual que en el muelle de contacto, su valor va a ser diferente en el resto de las simulaciones e inicialmente, su valor va a ser 50 N/m.
- Precarga del muelle de disparo: de igual manera que en el muelle de contacto, la precarga inicial va a ser de 1 N.

Una vez se han introducido los valores de los parámetros en la función principal de MATLAB, se calculan los resultados. Esta función finaliza cuando las levas hayan dado una vuelta completa.

MATLAB permite visualizar el último valor del ángulo girado por las levas y por el seguidor (en radianes) así como el valor del tiempo en ese instante. En *Workspace* se tienen los valores que se han introducido antes, así como todos los valores resultantes del tiempo, velocidad de deslizamiento (en módulo y en sus componentes X e Y) y los ángulos girados por las levas y el seguidor.

El código desarrollado en MATLAB también proporciona las gráficas de la velocidad de deslizamiento frente al tiempo y de los ángulos girados de las levas y del seguidor frente al tiempo, como se observa en la *Ilustración 14*.

El tiempo que tardan las levas en dar una vuelta completa es de 0.029 segundos. En ese tiempo, las levas giran de 0 a 360 grados, mientras que el seguidor gira de 0 a 863,4 grados (15,07 radianes). Es decir, en vacío y resolviendo las ecuaciones dinámicas, el seguidor gira 2,4 veces más aproximadamente que las levas. Este giro ha de ser menor cuanto mayor sea el par resistente aplicado en el seguidor.

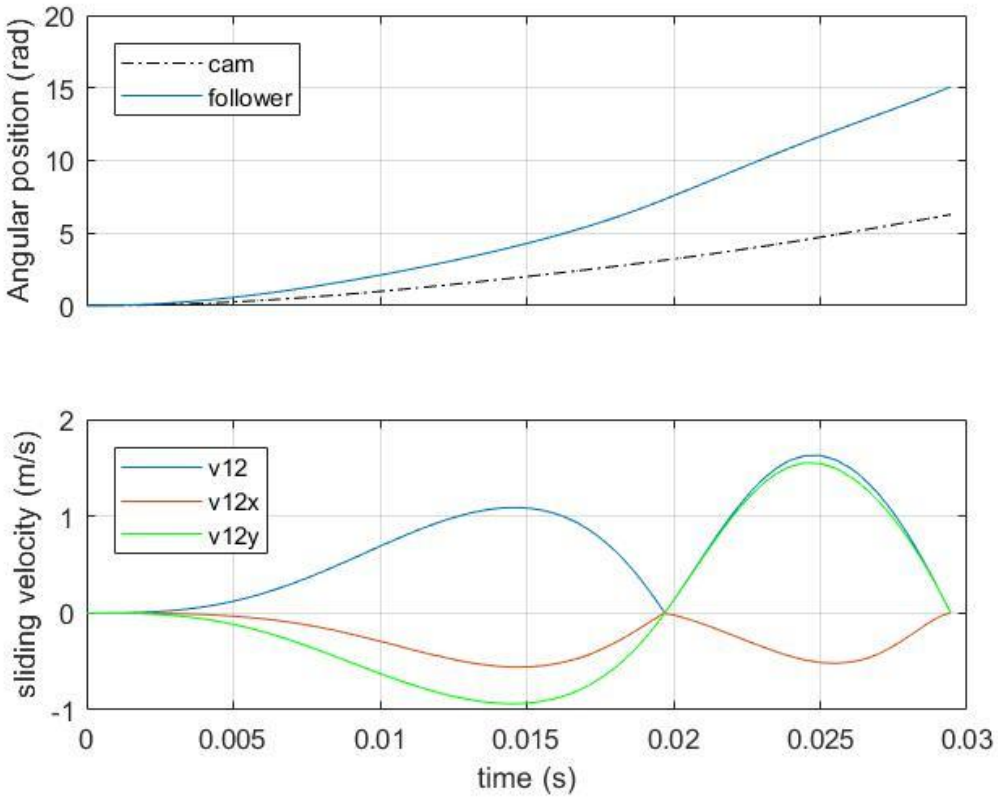


ILUSTRACIÓN 14: GRÁFICAS DE RESULTADOS EN MATLAB

Se puede observar como la velocidad de deslizamiento crece hasta alcanzar un primer máximo (de valor 1,1 m/s aproximadamente). En ese punto, la velocidad comienza a disminuir hasta llegar a un valor cercano a cero cuando las levas han girado media vuelta. Que la velocidad de deslizamiento sea prácticamente nula significa que las levas en su punto más bajo giran sin apenas deslizar.

A partir de ahí, la velocidad de deslizamiento vuelve a crecer hasta su máximo valor (aproximadamente 1,65 m/s), y volviendo a ser nula cuando las levas han completado una vuelta.

4.1.2 Resultados obtenidos en PTC CREO PARAMETRIC

Para la simulación inicial en vacío del mecanismo, los valores de los parámetros son iguales a los utilizados en MATLAB anteriormente. Se observa que PTC CREO PARAMETRIC utiliza la longitud natural de los muelles para definirlos.

La constante elástica de ambos muelles va a ser 50 N/m y la fuerza para los dos muelles va a ser de 1 N. Para calcular la longitud natural de los muelles se debe utilizar la longitud inicial del muelle de contacto y la longitud final del muelle de disparo (la posición inicial del muelle de contacto se dará cuando el pulsador esté en su posición más baja, y la posición final del muelle de disparo cuando el pulsador se encuentre en su posición más alta). Estas longitudes las proporciona PTC CREO PARAMETRIC cuando los muelles se encuentran en la posición inicial y final respectivamente. El valor de estas longitudes son 11,50 mm para el muelle de contacto y 42 mm para el muelle de disparo.

Por lo tanto, para calcular las longitudes naturales de cada muelle se hace uso de las ecuaciones *(3.4.2-1)* y *(3.4.2-2)*. Sustituyendo los valores de ΔF, k y las longitudes correspondientes, el valor de la longitud natural del muelle de contacto es 31,50 mm y la del muelle de disparo, 62 mm.

Con todos los parámetros establecidos, se inicia el análisis en vacío.

Una vez se ha realizado dicho análisis, PTC CREO PARAMETRIC da la opción de visualizar los resultados en diferentes gráficas, con las cuales se pueden guardar los resultados en un archivo de Excel para trabajar con ellos.

De esta manera, los resultados de los ángulos girados por las levas y el seguidor en función del tiempo que se han obtenido en el análisis en vacío son los que se muestran en *Ilustración 15*.

El tiempo de funcionamiento del mecanismo en el análisis en vacío de PTC CREO PARAMETRIC es de 0,034 segundos. El ángulo que ha girado el seguidor cuando las levas han dado una vuelta completa, es de 905,68 grados.

ILUSTRACIÓN 15: ÁNGULOS OBTENIDOS EN PTC CREO PARAMETRIC

Por otra parte, la velocidad de deslizamiento que se ha obtenido es la que se muestra en la *Ilustración 16*. Se observa que la forma obtenida es similar a la que se ha obtenido en MATLAB, con dos máximos, el menor de valor 0,92 m/s y el mayor de valor 1,42 m/s.

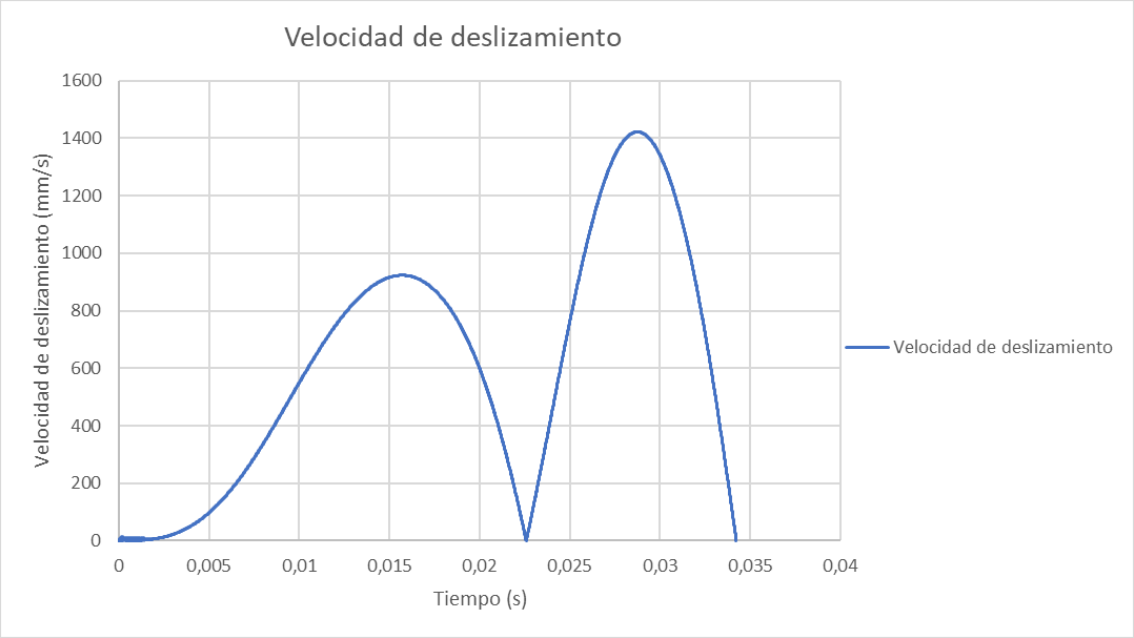


ILUSTRACIÓN 16: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO (mm/s)

4.1.3 Comparación de los resultados en vacío.

Con *Ilustración 14* e *Ilustración 15* e *Ilustración 16*, se observa que las gráficas de resultados (tanto del ángulo girado por el seguidor como la de velocidad de deslizamiento) obtenidas mediante la resolución de las ecuaciones dinámicas del dispositivo en MATLAB y mediante PTC CREO PARAMETRIC, son bastante similares en forma.

En *Ilustración 17* se compara cuantitativamente las gráficas del ángulo girado por el seguidor en función del ángulo de la leva obtenidas en las simulaciones en vacío en ambos programas.

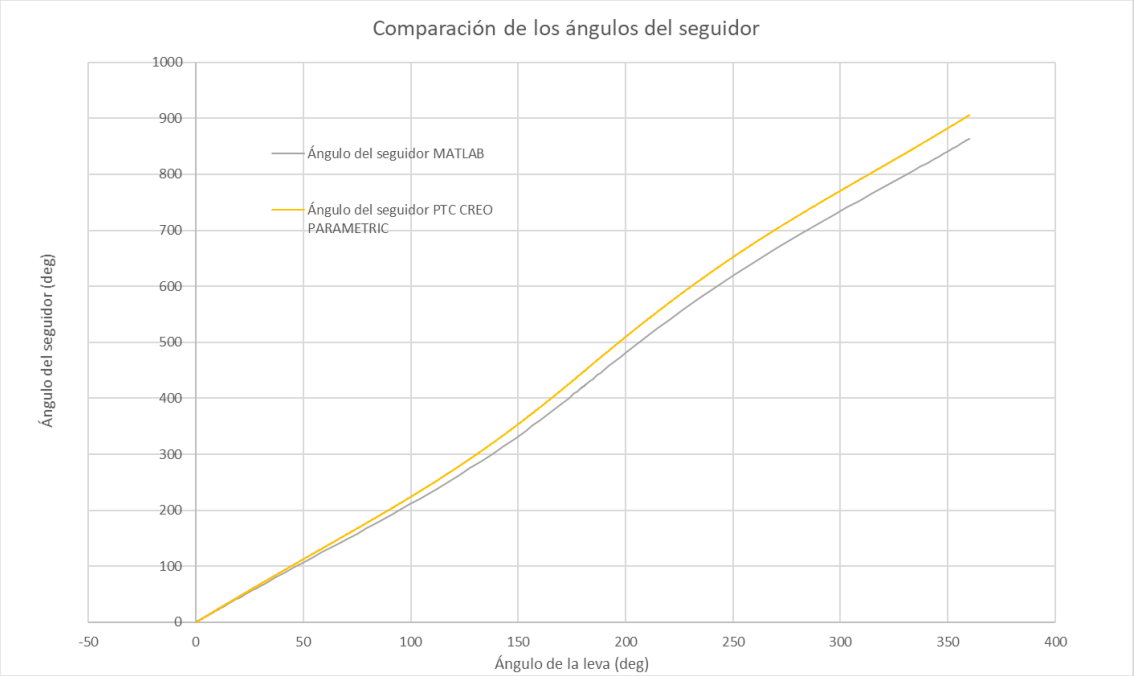


ILUSTRACIÓN 17: COMPARACIÓN DE LOS ÁNGULOS DEL SEGUIDOR.

Se observa que el ángulo girado por el seguidor en las simulaciones de MATLAB y PTC CREO PARAMETRIC son similares en forma, proporcionando valores sólo ligeramente mayores el obtenido por PTC CREO PARAMETRIC: la máxima diferencia entre ambos valores no supera el 5%.

En *Ilustración 18* se compara las gráficas de la velocidad de deslizamiento en función del tiempo que se han obtenido en las simulaciones anteriormente mencionadas.

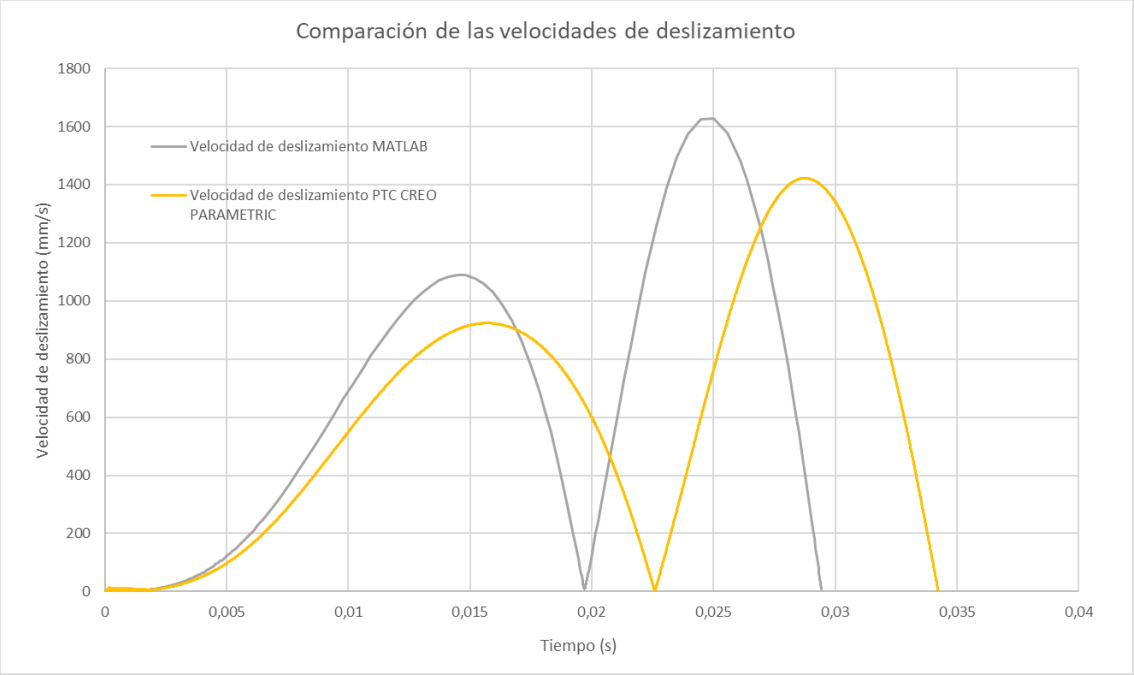


ILUSTRACIÓN 18: COMPARACIÓN DE LAS VELOCIDADES DE DESLIZAMIENTO.

Ambas gráficas tienen una forma similar. En ellas se alcanzan dos máximos y dos zonas en las que la velocidad de deslizamiento es nula (cuando la leva ha dado media vuelta y una vuelta completa). Los valores de la velocidad de deslizamiento obtenidos son mayores en la simulación realizada mediante MATLAB, aunque el tiempo de funcionamiento es menor. Sin embargo, las máximas diferencias entre las dos gráficas no superan el 15%.

Como las diferencias entre los resultados obtenidos mediante MATLAB y PTC CREO PARAMETRIC no son excesivamente grandes, se puede validar las ecuaciones dinámicas del dispositivo *BioPunch* desarrolladas por el profesor Jesús Meneses y planteadas anteriormente.

Una vez se han obtenido y comparado los resultados, se procede a realizar simulaciones en PTC CREO PARAMETRIC modificando el valor de diferentes parámetros con el objetivo de obtener el mayor giro del seguidor posible cuando no se aplica el par de corte.

4.2. Resultados de las simulaciones en PTC CREO PARAMETRIC variando los parámetros.

Para la realización de estas simulaciones, se cambia el valor de uno de los parámetros buscándose el mayor giro del seguidor, mientras el resto de las variables permanecen constantes. Todas estas simulaciones se realizan sin pares de fuerza aplicados.

Los parámetros que se van a cambiar en estas simulaciones son: la distancia entre el punto de contacto leva-seguidor con el eje central del seguidor, d; el coeficiente de rozamiento en el contacto leva-seguidor, μ; las constantes elásticas de los muelles, $k_{contacto}$ y $k_{disparo}$; y, por último, las precargas de estos muelles, $\Delta F_{contacto}$ y $\Delta F_{disparo}$.

4.2.1 Variación de la distancia d.

El primer parámetro que se modifica es la distancia entre el punto de contacto leva-seguidor y el eje central del seguidor (distancia *d*) mientras que, el resto de los parámetros siguen con el valor de la simulación en vacío.

Según aumenta la distancia *d*, el ángulo girado por el seguidor debe ser menor. Sin embargo, al aumentarse la distancia, el mecanismo podrá soportar un valor de par mayor, como se verá más adelante.

Los valores de la distancia *d* van a variar desde 1,5 mm hasta 5,5 mm, (ya que ambos valores son los mínimos y máximos posibles geométricamente). aumentando en 0,5 mm cada vez, por lo que se tienen al final 9 simulaciones (una de ellas coincidirá con la simulación en vacío inicial).

De esta manera, los ángulos girados por el seguidor y las velocidades de deslizamiento según la distancia *d* se muestran en *Ilustración 19* e *Ilustración 20*.

Se ha tenido que representar el ángulo girado por el seguidor frente al ángulo girado por las levas para que se pueda ver más claramente.

Se puede comprobar que el ángulo girado por el seguidor es menor según se aumenta la distancia entre el contacto de la leva-seguidor y el eje central del seguidor. Cuanto mayor es la distancia *d*, la diferencia del ángulo del seguidor disminuye respecto de la distancia inmediatamente menor.

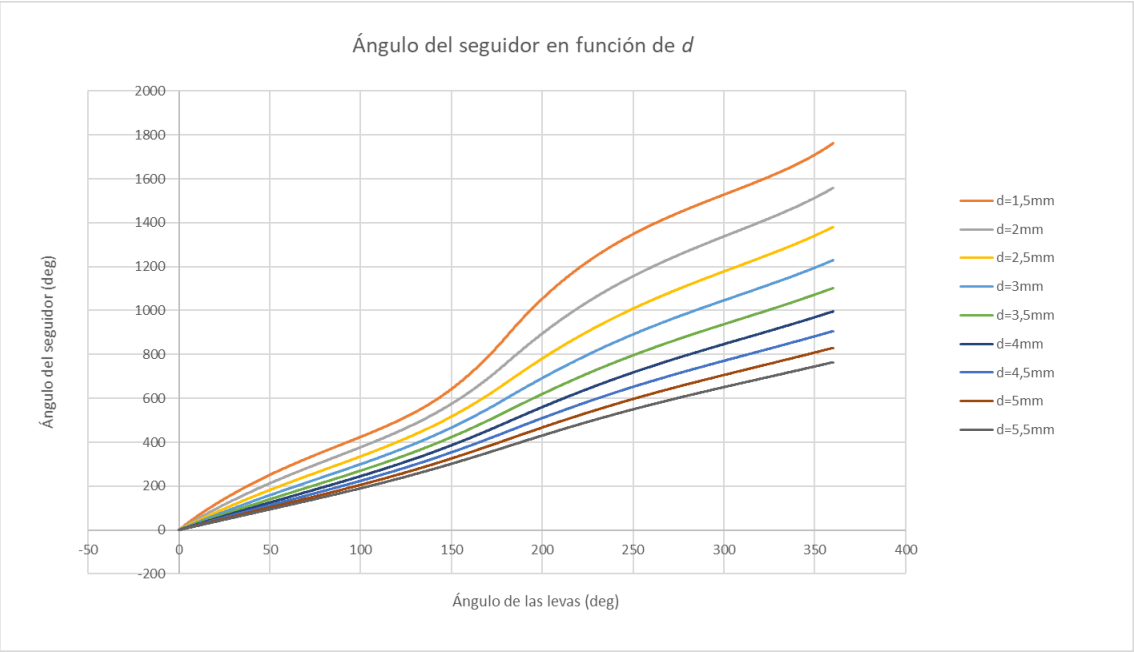


ILUSTRACIÓN 19: ÁNGULO DEL SEGUIDOR EN FUNCIÓN DE d

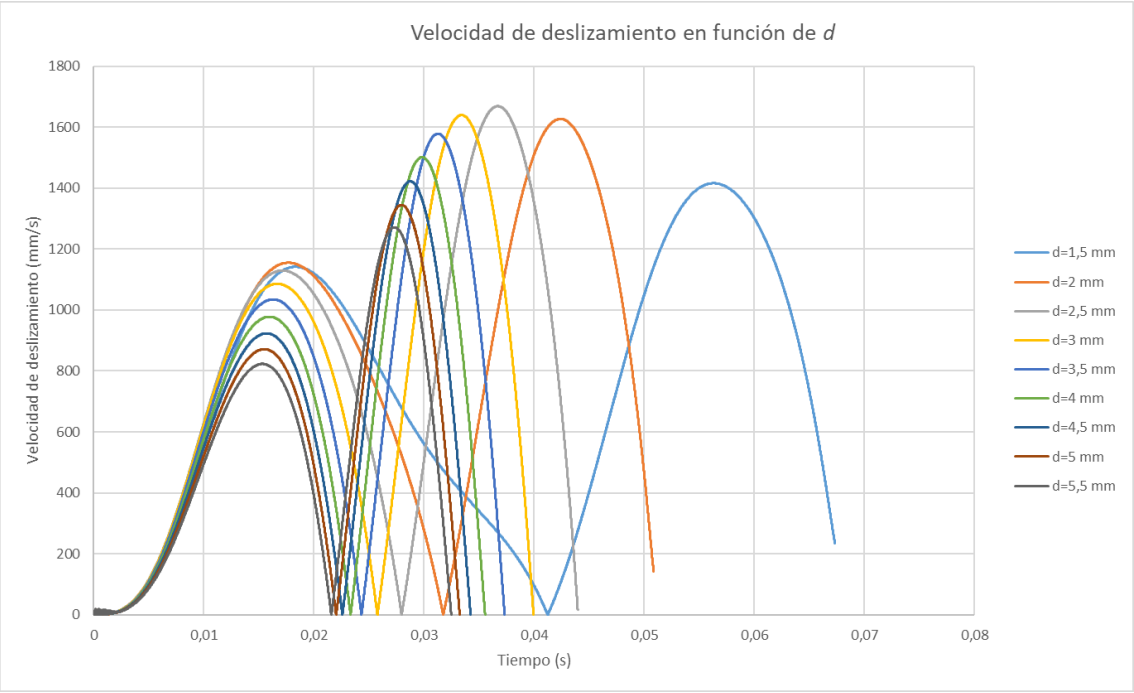


ILUSTRACIÓN 20: VELOCIDADES DE DESLIZAMIENTO EN FUNCIÓN DE d

Por otro lado, también se observa que el valor máximo de la velocidad de deslizamiento aumenta cuando se aumenta dicha *d* hasta 2,5 mm, pero disminuye cuando se aumenta más. De esta manera, para el diseño del mecanismo, se puede desestimar que la distancia

d sea menor a 2,5 mm. Además, el par que resiste el mecanismo es mayor cuanto mayor sea la distancia.

También se observa que, a la vez que disminuyen los valores máximos de la velocidad, disminuye también el tiempo de funcionamiento. Para el diseño de este proyecto, interesa que ese tiempo de funcionamiento sea lo menor posible.

4.2.2 Variación del coeficiente de rozamiento.

El coeficiente de rozamiento va a depender de los materiales que se encuentren en contacto. Además, el valor del coeficiente de rozamiento dinámico puede ser diferente según sea el acabado superficial de las piezas o si hay presencia de otras sustancias que funcionan como lubricante [24].

Para el funcionamiento de este mecanismo, el coeficiente de rozamiento debe ser lo más grande posible para así conseguir un mayor giro del seguidor. Por lo tanto, para aumentar dicho coeficiente se podría sustituir los materiales de alguna de las piezas, o se podrían dar acabados superficiales con distintas rugosidades.

Sin embargo, cuanto más se aumente este coeficiente de rozamiento, el tiempo de funcionamiento del *BioPunch* será mayor. Por lo tanto, se deberá encontrar un coeficiente de rozamiento que equilibre el giro del seguidor y el tiempo de funcionamiento.

Los ángulos girados por el seguidor y las velocidades de deslizamiento según el coeficiente de rozamiento son los que se muestran en *Ilustración 21* e *Ilustración 22*.

Se puede observar que, con valores del coeficiente de rozamiento supuestos variables, el ángulo del seguidor es solo ligeramente mayor cuanto mayor es el coeficiente de rozamiento.

Sin embargo, sí se aprecian mayores diferencias con la velocidad de deslizamiento. Se observa que el tiempo de funcionamiento es mayor cuanto mayor es el coeficiente de rozamiento y que los valores de la velocidad de deslizamiento son menores cuanto mayor es el coeficiente de rozamiento.

Por estos dos motivos, el coeficiente de rozamiento óptimo no ha de ser ni demasiado pequeño ni demasiado grande.

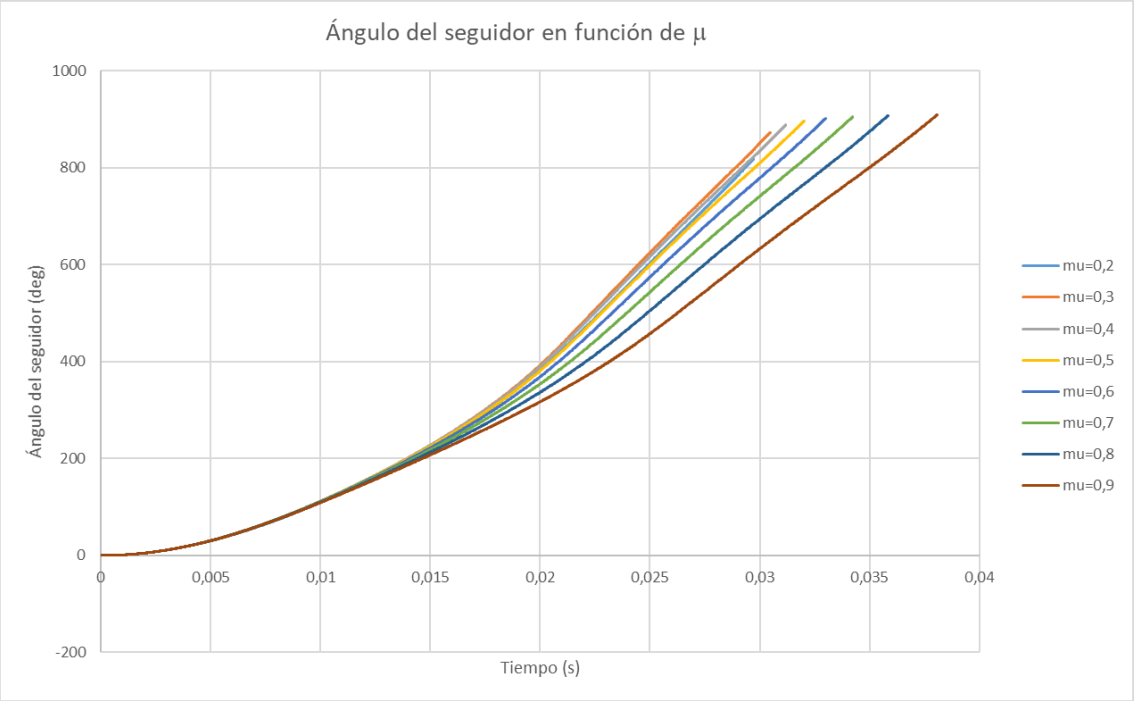


ILUSTRACIÓN 21: ÁNGULO DEL SEGUIDOR EN FUNCIÓN DEL COEFICIENTE DE ROZAMIENTO

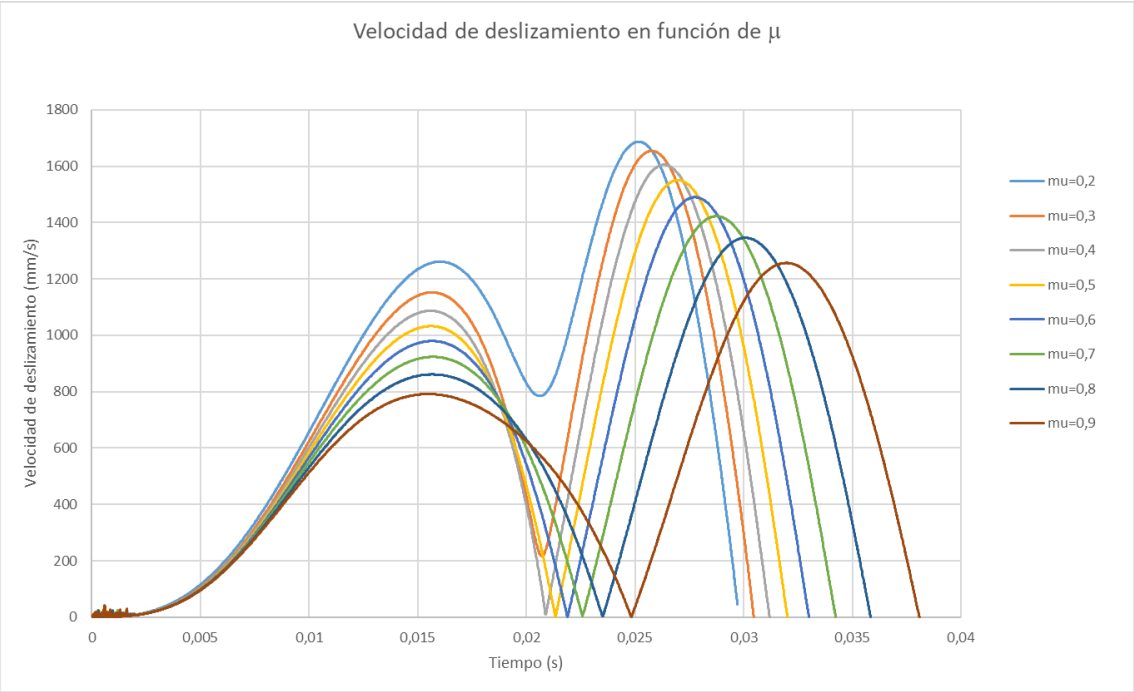


ILUSTRACIÓN 22: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO EN FUNCIÓN DEL COEFICIENTE DE ROZAMIENTO

4.2.3 Variación de la constante de rigidez del muelle de contacto.

Para la realización de estas simulaciones se varía el valor de la constante elástica del muelle de contacto manteniendo constante el valor de la precarga de éste, ΔF.

Sin embargo, la longitud natural del muelle sí se modifica. Ésta se puede calcular a partir de la ecuación *(3.4.2-1)*. Se debe tener en cuenta que la longitud inicial del muelle no varía y su valor es 11,501 mm.

Por lo tanto, para diferentes valores de la constante elástica del muelle de contacto, se tienen los valores de longitud natural mostrados en *Tabla 1*.

Fuerza (N)	L. Inicial (mm)	*K* (N/m)	L. Natural (mm)
1	11,501	10	111,501
1	11,501	25	51,501
1	11,501	75	24,8343
1	11,501	100	21,501
1	11,501	250	15,501
1	11,501	500	13,501
1	11,501	750	12,8343
1	11,501	1000	12,501

TABLA 1: LONGITUDES NATURALES DEL MUELLE DE CONTACTO

Con los diferentes valores de la constante elástica y de la longitud natural, se realizan las diferentes simulaciones en PTC CREO PARAMETRIC. De esta forma, se han obtenido los resultados que se muestran en *Ilustración 23* e *Ilustración 24*.

No se han realizado simulaciones con una constante elástica mayor a 500 N/m porque, como se puede observar, el tiempo de funcionamiento es mayor y la longitud natural del muelle es demasiado pequeña.

Por otro lado, se observa que el ángulo girado por el seguidor es independiente de la constante elástica del muelle, ya que se obtiene el mismo valor del ángulo girado por el seguidor (905 grados aproximadamente) cuando las levas han girado 360 grados.

Sin embargo, para valores de *K* igual o mayores a 500 N/m, la velocidad de deslizamiento y el ángulo girado por el seguidor empiezan a ser irregulares.

ILUSTRACIÓN 23: ÁNGULO DEL SEGUIDOR EN FUNCIÓN DE LA CONSTANTE ELÁSTICA DEL MUELLE DE CONTACTO

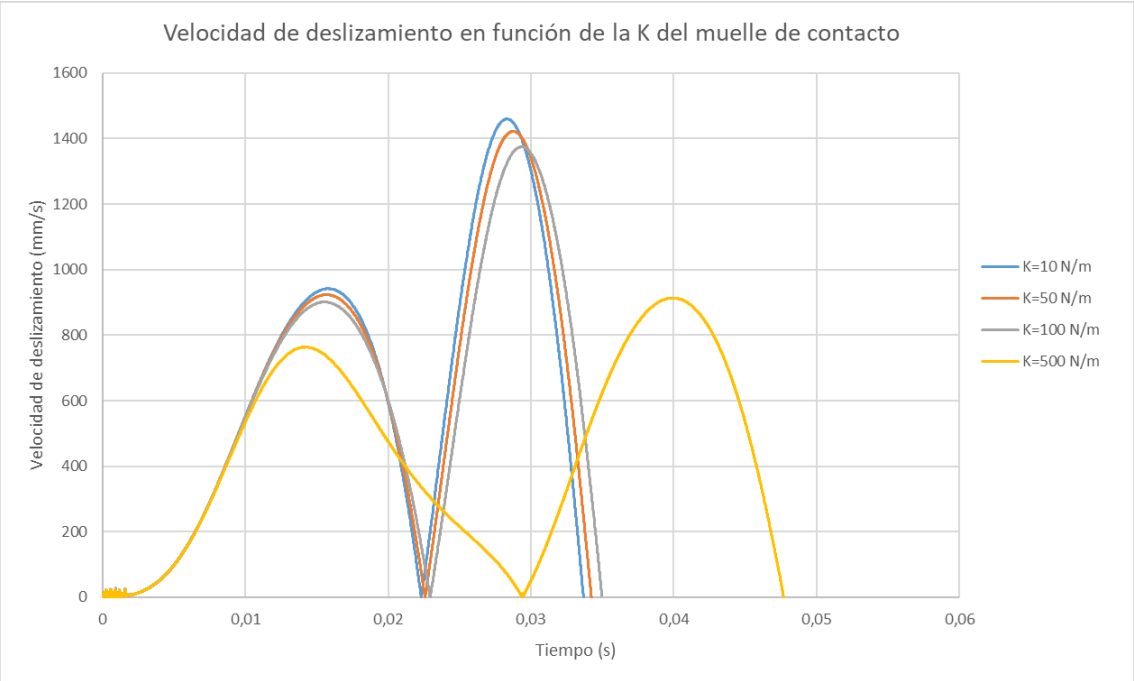


ILUSTRACIÓN 24: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO EN FUNCIÓN DE LA CONSTANTE ELÁSTICA DEL MUELLE DE CONTACTO

4.2.4 Variación de la fuerza del muelle de contacto.

En este caso, se va a mantener invariable la constante elástica del muelle (cuyo valor es 50 N/m) y se va a variar el valor de la fuerza de precarga de éste.

Al variar este valor, también cambia la longitud natural del muelle. Por lo tanto, para calcularla se sigue la ecuación *(3.4.2-1)* teniendo en cuenta que la longitud inicial del muelle de contacto es 11,50 mm.

Los valores de la longitud natural que se van a obtener para los diferentes valores de fuerza del muelle son los mostrados en *Tabla 2*:

Fuerza (N)	L. Inicial (mm)	*K* (N/m)	L. Natural (mm)
0,05	11,50	50	12,50
0,1	11,50	50	13,50
0,2	11,50	50	15,50
0,5	11,50	50	21,50
1	11,50	50	31,50
1,5	11,50	50	41,50
2	11,50	50	51,50

TABLA 2: LONGITUDES NATURALES DEL MUELLE DE CONTACTO

Cuando se introducen esos valores en PTC CREO PARAMETRIC, los resultados del ángulo girado por el seguidor que se obtienen son los mostrados en *Ilustración 25*.

El ángulo girado por el seguidor alcanza valores muy similares cuando la fuerza en el muelle de contacto es superior a 0,5 N (aproximadamente un valor de 900 grados), aunque para una fuerza de 1,5 N, el tiempo de funcionamiento es muy superior, de modo que, por debajo de 0,5 N y por encima de 1,5 N el funcionamiento del dispositivo es anómalo.

También se puede observar que el valor del ángulo es muy diferente cuando la fuerza es menor a 0,5 N. Sin embargo, la longitud natural del muelle ha de ser muy pequeña, por lo que se puede descartar fuerzas menores a 0,5 N.

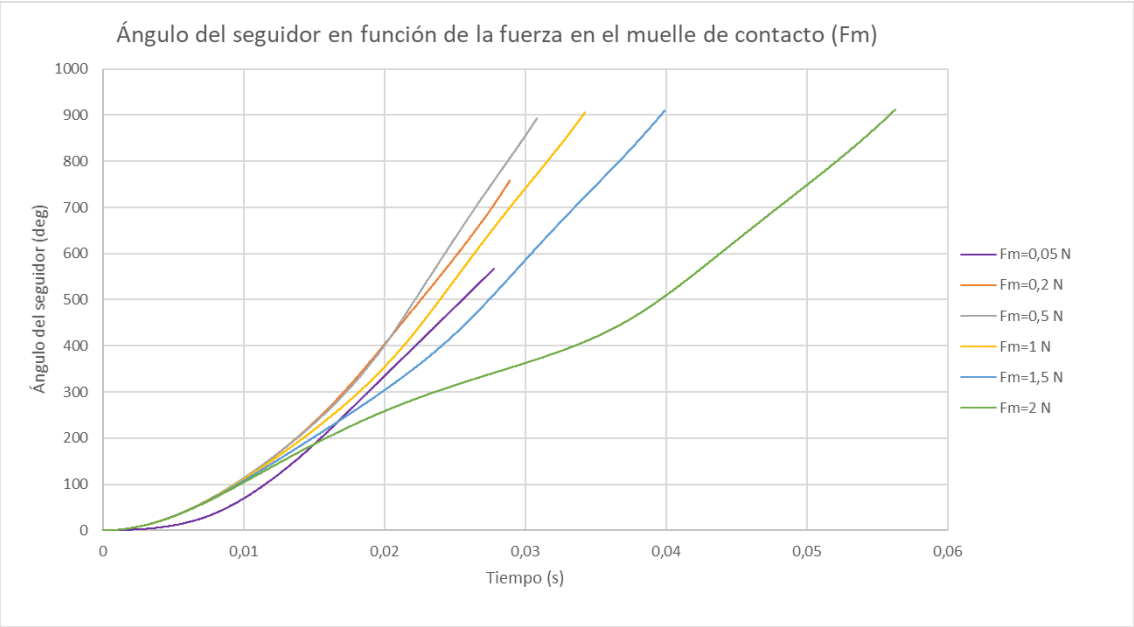


ILUSTRACIÓN 25: ÁNGULO DEL SEGUIDOR EN FUNCIÓN DE LA FUERZA DEL MUELLE DE CONTACTO

Por otro lado, las velocidades de deslizamiento que se obtienen en PTC CREO PARAMETRIC son las mostradas en *Ilustración 26*:

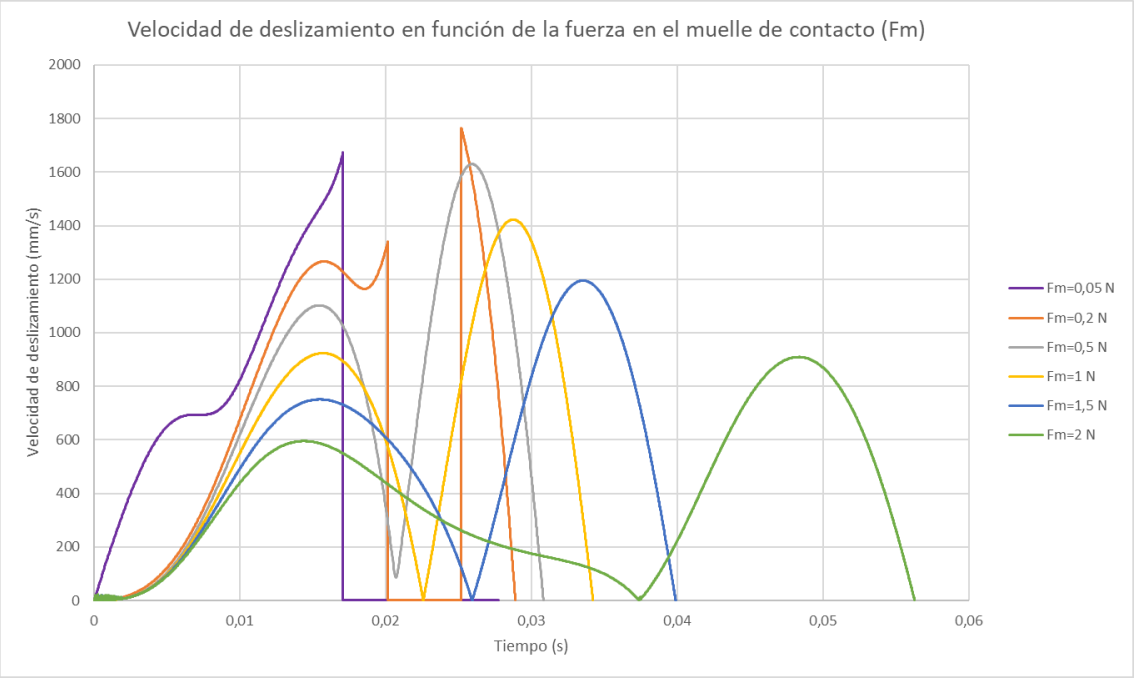


ILUSTRACIÓN 26: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO EN FUNCIÓN DE LA FUERZA DEL MUELLE DE CONTACTO

Se puede observar, como ocurre con el ángulo del seguidor, que cuando la fuerza del muelle de contacto es igual o superior a 1,5 N, la velocidad de deslizamiento del mecanismo empieza a ser irregular y el tiempo de funcionamiento mucho mayor.

Por otro lado, se puede observar que, cuando la fuerza es menor a 0,2 N, las levas se mantienen girando sin deslizar durante un tiempo determinado. Eso provoca que el ángulo girado por el seguidor sea menor, como ya se ha visto en la *Ilustración 25*.

4.2.5 Variación de la constante de rigidez del muelle de disparo.

Se varía el valor de la constante elástica del muelle de disparo manteniéndose constante el valor de su precarga, ΔF.

La longitud natural se calcula mediante la ecuación *(3.4.2-2)* teniéndose en cuenta que el valor de la longitud final del muelle de disparo (por geometría) es de 42 mm. De esta manera, la longitud natural para los diferentes valores de la constante elástica del muelle de disparo se muestra en *Tabla 3*.

Fuerza (N)	L. Final (mm)	*K* (N/m)	L. Natural (mm)
1	42	10	142
1	42	25	82
1	42	50	62
1	42	75	55,33
1	42	100	52
1	42	200	47
1	42	500	44

TABLA 3: LONGITUDES NATURALES DEL MUELLE DE DISPARO

Estos valores de longitudes naturales se introducen en PTC CREO PARAMETRIC para obtener los resultados de las diferentes simulaciones que se muestran en *Ilustración 27* e *Ilustración 28*.

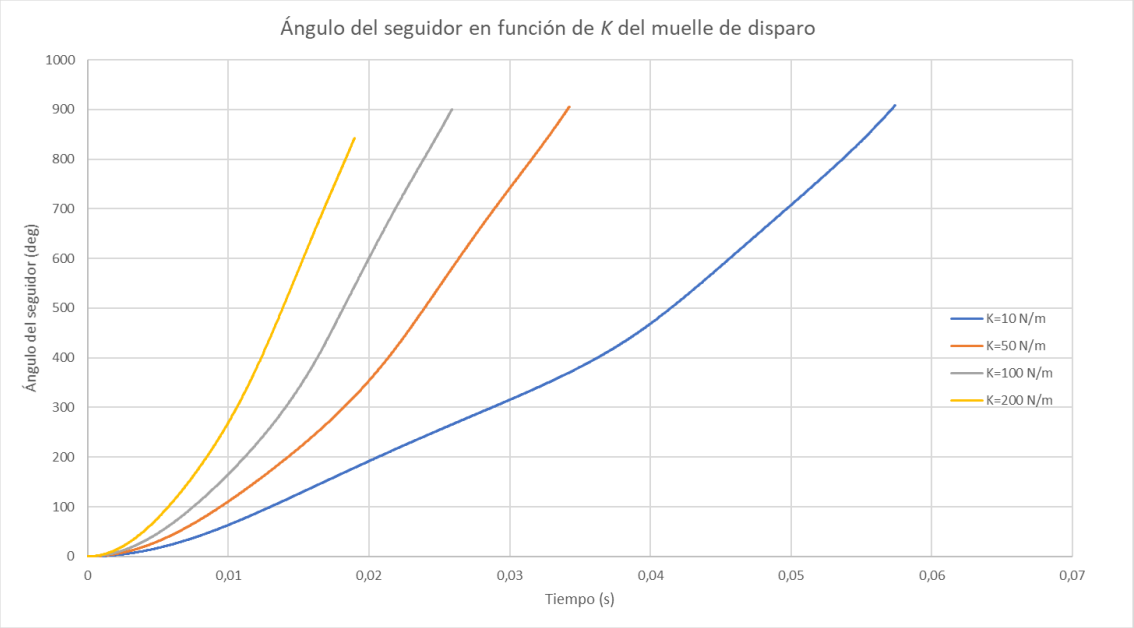


ILUSTRACIÓN 27: ÁNGULO DEL SEGUIDOR EN FUNCIÓN DE CONSTANTE ELÁSTICA DEL MUELLE DE DISPARO

Se observa que el ángulo girado por el seguidor es prácticamente igual para todos los valores de constante elástica del muelle de disparo (es por ello por lo que se han realizado solamente cuatro simulaciones con diferentes valores de la constante elástica). Para constantes elásticas superiores a 10 N/m, el ángulo girado por el seguidor se mantiene constante a partir de un valor y el tiempo de funcionamiento tiende al infinito.

Se puede observar que, para valores pequeños de la constante elástica, el tiempo de funcionamiento aumenta considerablemente.

Los valores de la velocidad de deslizamiento son mayores cuanto mayor es la constante elástica del muelle, de manera que el tiempo de funcionamiento es menor.

También se observa que, como ocurre con el ángulo girado por el seguidor, la velocidad de deslizamiento es irregular para un valor de 10 N/m.

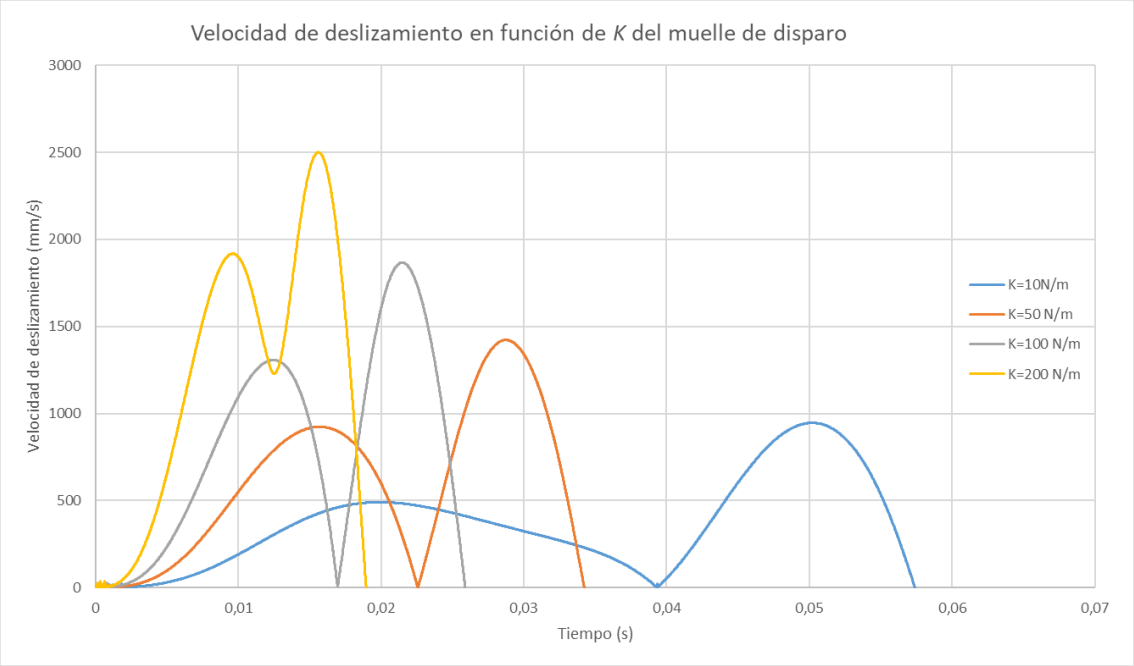


ILUSTRACIÓN 28: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO EN FUNCIÓN DE LA CONSTANTE ELÁSTICA DEL MUELLE DE DISPARO

4.2.6 Variación de la fuerza del muelle de disparo.

Se varía la fuerza de la precarga del muelle de disparo manteniéndose el valor de la constante elástica en 50 N/m.

Como varía la fuerza, la longitud natural del muelle también varía. Ésta se calcula mediante la ecuación *(3.4.2-2)*, teniéndose en cuenta que la longitud final del muelle es invariable y de valor 42 mm. Por lo tanto, las longitudes naturales del muelle de disparo para distintos valores de fuerza de precarga son los que se muestran en *Tabla 4*.

Fuerza (N)	L. Final (mm)	*K* (N/m)	L. Natural (mm)
0,1	42	50	44
0,4	42	50	50
0,5	42	50	52
1	42	50	62
1,5	42	50	72
2	42	50	82
2,5	42	50	92
3	42	50	102

TABLA 4: LONGITUDES NATURALES DEL MUELLE DE DISPARO

En *Ilustración 29* e *Ilustración 30* se muestra el ángulo girado por el seguidor y las velocidades de deslizamiento que se han obtenido al realizar las simulaciones en función de la fuerza de precarga del muelle de disparo.

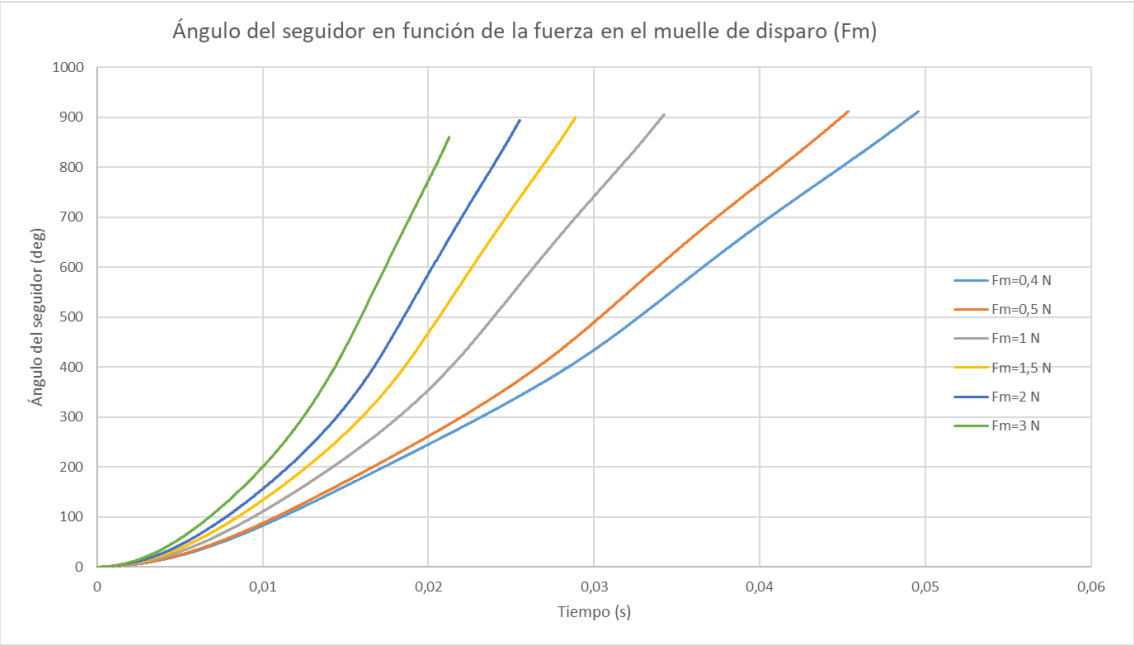


ILUSTRACIÓN 29: ÁNGULO DEL SEGUIDOR EN FUNCIÓN DE LA FUERZA DEL MUELLE DE DISPARO

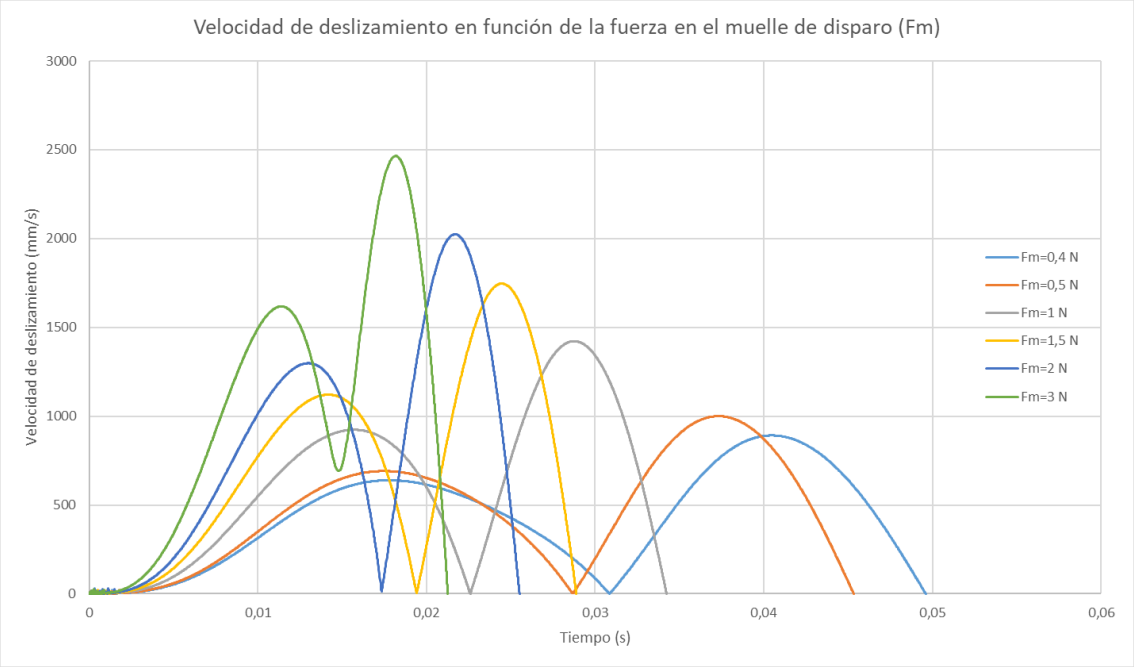


ILUSTRACIÓN 30: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO EN FUNCIÓN DE LA FUERZA DEL MUELLE DE DISPARO

Se aprecia que el ángulo del seguidor alcanza aproximadamente el mismo valor independientemente del valor de la fuerza de precarga del muelle de disparo. Sin embargo, este ángulo es irregular para valores de la fuerza menores a 0,5 N. Para estos valores de la fuerza, el tiempo aumenta considerablemente.

La velocidad de deslizamiento es menor cuanto más pequeña es la fuerza de precarga aplicada al muelle de disparo y, para fuerzas menores a 0,5 N, el tiempo de funcionamiento y la velocidad de deslizamiento son irregulares.

4.3. Resultados con par de fuerza aplicado.

A continuación, se va a mostrar los resultados de las simulaciones realizadas en MATLAB como en PTC CREO PARAMETRIC cuando se aplican diferentes valores para el par de fuerzas hasta alcanzarse el valor máximo contra el que el dispositivo podría realizar el corte.

Los valores del resto de parámetros son los que se han utilizado para las simulaciones en vacío vistos en el subcapítulo **4.1**.

4.3.1 Resultados obtenidos en MATLAB.

Como ya se ha visto, no se han encontrado datos del valor de par de corte que aparece en el tejido cutáneo al utilizar una cuchilla circular. Sin embargo, se realiza la suposición de que este valor no ha de ser demasiado grande, por lo que, la primera simulación se realiza con un par resistente de valor T=0,1 N·m.

Con este valor, se obtienen los resultados que se muestran en *Ilustración 31* e *Ilustración 32*. En la primera, se puede ver como el giro del seguidor es de distinto signo al giro de las levas y muy superior en valor (es decir, el dispositivo no soportaría tal valor de par, quedando frenado antes de terminar el corte). Esto no puede ocurrir en la realidad, ya que el par es producido por el rozamiento, por lo que nunca se va a generar un giro en sentido contrario, si no que va a alcanzar el valor cero (en el código que resuelve MATLAB no ocurre esto porque está simplificado). A su vez, la velocidad de deslizamiento (*Ilustración 32*) es irregular y siempre creciente.

De esta manera, en la siguiente simulación que se realiza, el par resistente tiene un valor de T=0,001 N·m.

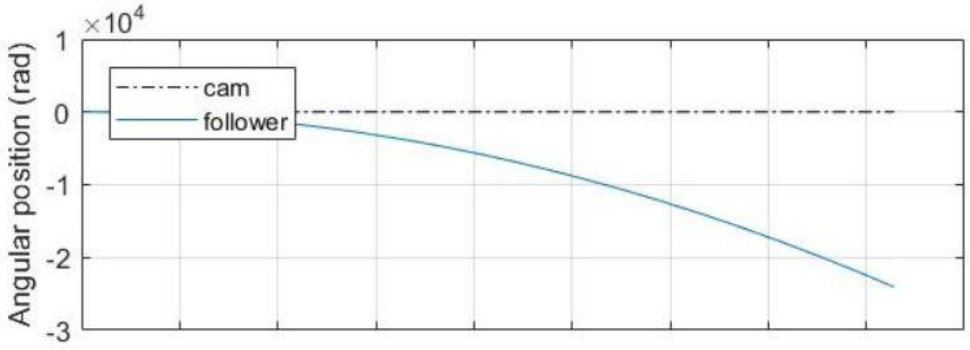


ILUSTRACIÓN 31: ÁNGULO GIRADO POR EL SEGUIDOR CON T=0,1 N·m EN MATLAB

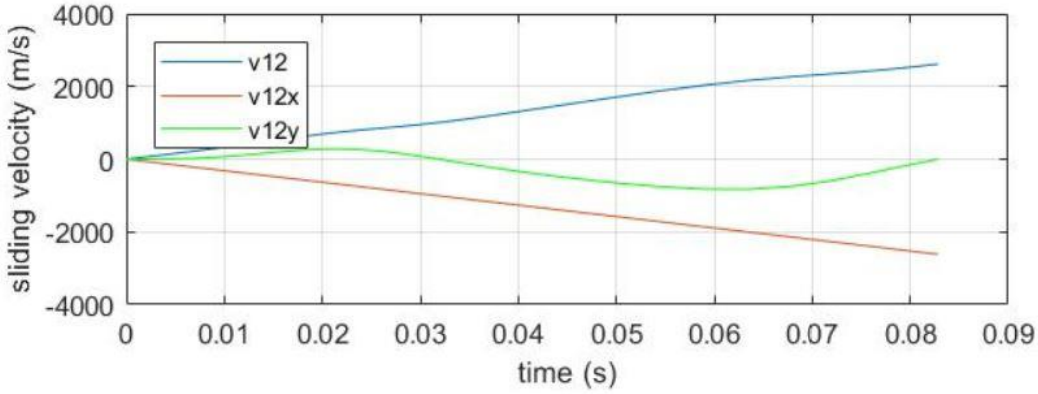


ILUSTRACIÓN 32: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO CON T=0,1 N·m EN MATLAB

Al realizarse la nueva simulación, los resultados son los que se muestran en *Ilustración 33* e *Ilustración 34*.

Se puede observar que el ángulo girado por el seguidor y el ángulo girado por las levas son positivos, es decir, el dispositivo si soporta el par resistente aplicado. El valor que alcanza el ángulo del seguidor cuando las levas han dado una vuelta completa es de 798,3 grados (13,9 radianes).

La velocidad de deslizamiento tiene una forma similar a la obtenida en la simulación en vacío, aunque se comprueba que los valores son menores y el tiempo de funcionamiento ligeramente mayor: el valor máximo de la velocidad es de 1,36 m/s y el tiempo de funcionamiento es de 0,034 segundos.

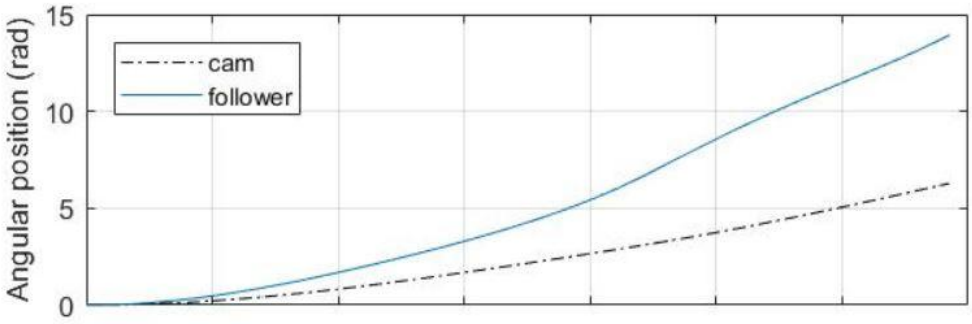


ILUSTRACIÓN 33: ÁNGULO GIRADO POR EL SEGUIDOR CON T=0,001 N·m EN MATLAB

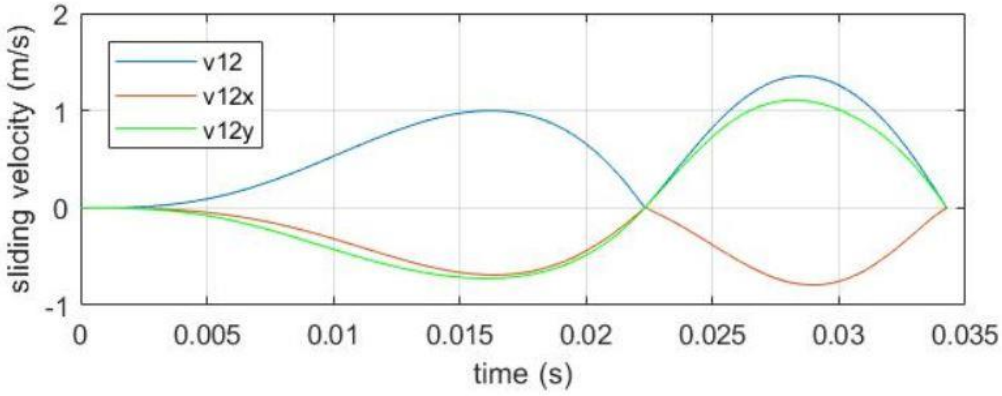


ILUSTRACIÓN 34: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO CON T=0,001 N·m EN MATLAB

El valor del par resistente en la siguiente simulación es de T=0,005 N·m.

Para este valor de par, el ángulo girado por el seguidor vuelve a ser contrario al ángulo girado por las levas (como se ha mostrado en *Ilustración 31*), es decir, el mecanismo no soporta este valor de par, aunque ambos giros son del mismo orden. La velocidad de deslizamiento también es creciente e irregular (como se ha mostrado en *Ilustración 32*).

Estos resultados obtenidos sirven para delimitar el rango de valores del par resistente que debería de aparecer en el dispositivo cuando éste se encuentre en funcionamiento real. Es por ello, que las siguientes simulaciones realizadas tienen un par resistente con valor comprendido entre T=0,001 N·m y T=0,005 N·m hasta que se encuentre el valor de par máximo que soporta el dispositivo.

Una vez realizadas dichas simulaciones, se obtiene que el valor máximo del par resistente aplicado es T=0,0031 N·m, ya que con valores superiores se vuelve a obtener resultados que se consideran nulos porque el ángulo girado por el seguidor es contrario al de las levas y el tiempo de funcionamiento tiende a infinito, con una velocidad de deslizamiento irregular y creciente (como se observa en *Ilustración 35*).

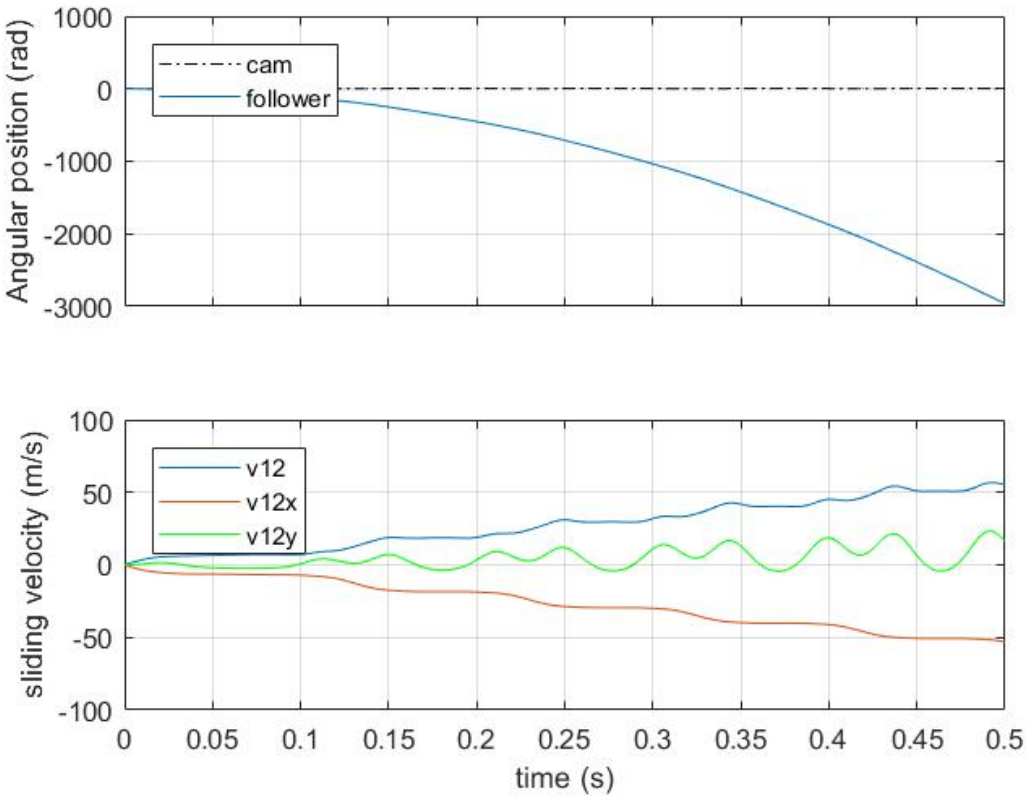


ILUSTRACIÓN 35: GRÁFICAS DE RESULTADOS CON T=0,004 N·m EN MATLAB

Los resultados que se obtienen para T=0,0031 N·m son los que se muestran en *Ilustración 36* e *Ilustración 37*.

El ángulo girado por el seguidor es 443,6 grados (7,74 radianes) cuando las levas han completado una vuelta. Se observa como la gráfica del ángulo del seguidor comienza a ser irregular, aunque se alcance un valor mayor a 360 grados.

En la gráfica de la velocidad de deslizamiento, se observa como el tiempo de funcionamiento es superior al obtenido en las simulaciones en vacío. También se observa

como dicha gráfica comienza a ser irregular, aunque se siguen alcanzando dos puntos donde la velocidad de deslizamiento es nula.

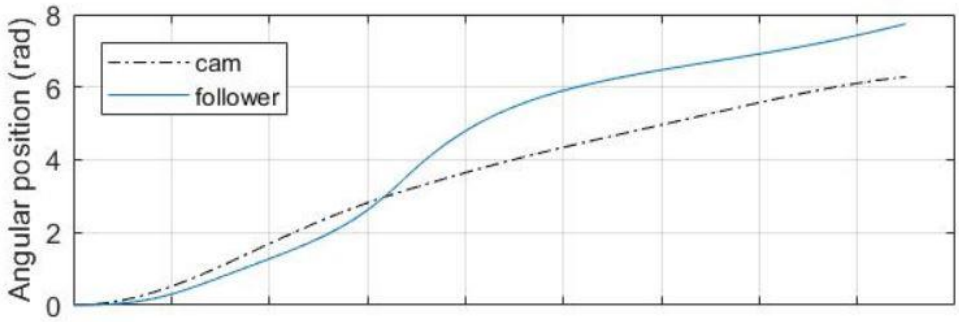


ILUSTRACIÓN 36: ÁNGULO GIRADO POR EL SEGUIDOR CON T=0,0031 N·m EN MATLAB

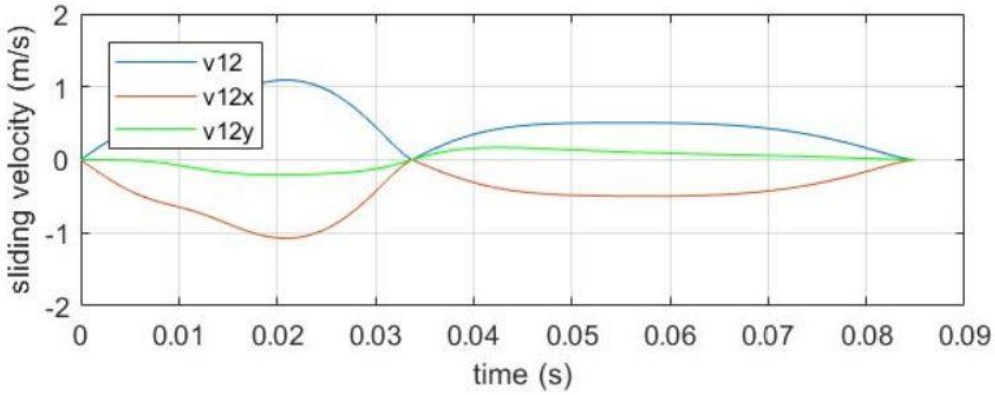


ILUSTRACIÓN 37: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO CON T=0,0031 N·m EN MATLAB

4.3.2 Resultados obtenidos en PTC CREO PARAMETRIC.

A continuación, se realizan las simulaciones en PTC CREO PARAMETRIC para obtener el valor máximo del par resistente que soporta el dispositivo cuando el resto de los parámetros son los utilizados para las simulaciones en vacío.

El primer valor de par con el que se hacen las simulaciones es el máximo obtenido mediante MATLAB. El resto de las simulaciones se hacen con valores de par menores. Los resultados se pueden ver en *Ilustración 38* e *Ilustración 39*.

ILUSTRACIÓN 38: ÁNGULO GIRADO POR EL SEGUIDOR CON DIFERENTES VALORES DE PAR EN PTC CREO PARAMETRIC

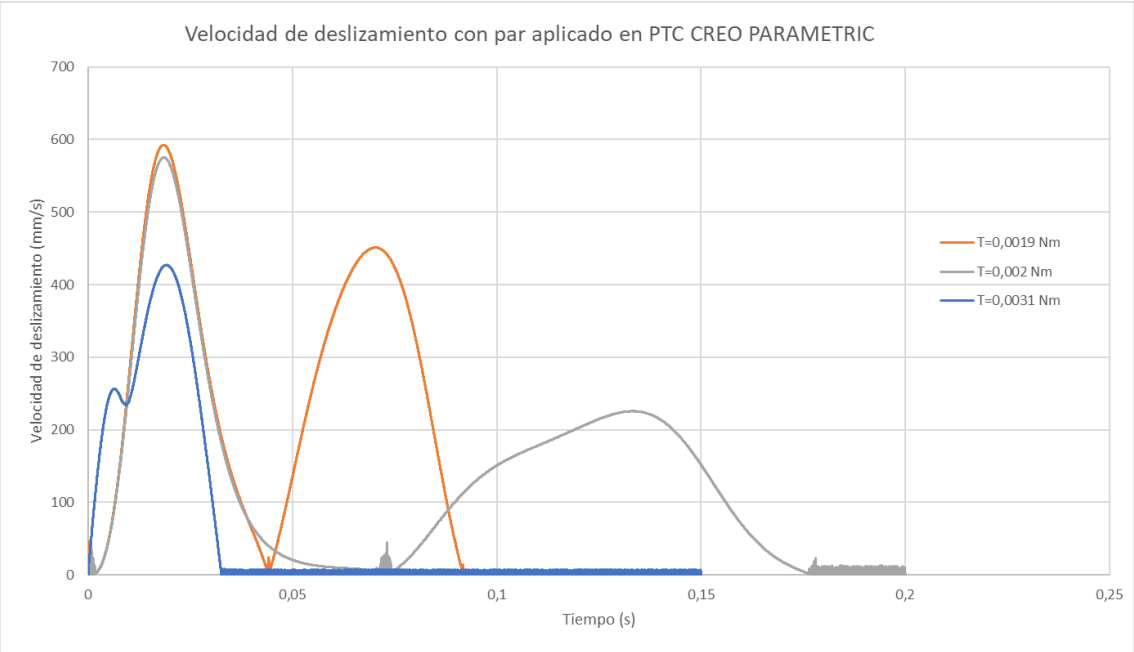


ILUSTRACIÓN 39: VELOCIDADES DE DESLIZAMIENTO CON DIFERENTES VALORES DE PAR EN PTC CREO PARAMETRIC

El dispositivo no soporta un par T=0,0031 N·m, ya que el ángulo girado por el seguidor y el ángulo girado por la leva permanecen constantes desde un tiempo determinado.

También se puede observar esto en la gráfica de velocidad de deslizamiento, ya que tiene valor nulo, indicando que no existe movimiento entre las levas y el seguidor.

Se observa que el par máximo resistente obtenido en PTC CREO PARAMETRIC tiene un valor menor a T=0,002 N·m cuando el resto de los parámetros son los mencionados para las simulaciones en vacío.

Ambas gráficas, para T=0,002 N·m, son irregulares. El ángulo girado por el seguidor es creciente hasta superar los 700 grados, donde este valor permanece constante. Se comprueba con la gráfica de velocidad de deslizamiento, que, en ese mismo punto, el movimiento relativo entre las levas y el seguidor es nulo, es decir, el dispositivo deja de funcionar.

Sin embargo, cuando el valor de par es menor a T=0,002 N·m, se observa como el ángulo girado por el seguidor es siempre creciente y la velocidad de deslizamiento es de forma similar a las gráficas obtenidas en las simulaciones anteriores. También se observa cómo el tiempo de funcionamiento es similar al obtenido en las simulaciones con MATLAB con el valor de par máximo.

Comparando los resultados obtenidos con PTC CREO PARAMETRIC y los obtenidos con MATLAB cuando se realizan simulaciones con par aplicado, se observa que son diferentes tanto en valor como en la forma de las gráficas.

Como se ha comentado en los objetivos, se desea que el valor del ángulo girado por el seguidor sea lo mayor posible mientras se soporta el máximo par resistente posible. Para ello, se va a utilizar PTC CREO PARAMETRIC, ya que es el método más restrictivo.

4.3.3 Obtención del máximo giro del seguidor con el máximo par soportado en PTC CREO PARAMETRIC.

Como se ha visto en el apartado **4.2.**, el parámetro que hace variar más el valor del ángulo girado por el seguidor es la distancia *d* (distancia entre el punto de contacto leva-seguidor y el centro del seguidor). Al variar el resto de los parámetros (coeficiente de rozamiento, constantes elásticas en los muelles y fuerzas de precarga de los muelles), el valor del giro del seguidor es prácticamente igual en todos los casos por lo que se puede suponer que dicho giro es independiente de dichos parámetros.

Por tanto, los valores del coeficiente de rozamiento, las constantes elásticas de los muelles y las fuerzas de precarga de dichos muelles pueden considerarse de referencia para un funcionamiento regular del dispositivo. Además, se utilizarán para optimizar el ángulo girado por el seguidor variando la distancia *d*. El valor que tienen los parámetros que van a permanecer invariables son los mostrados a continuación:

- Coeficiente de rozamiento: $\mu = 0{,}7$
- Constante elástica del muelle de contacto: $k_{contacto} = 50\ N/m$
- Precarga en el muelle de contacto: $\Delta F_{contacto} = 1\ N$
- Constante elástica del muelle de disparo: $k_{disparo} = 50\ N/m$
- Precarga en el muelle de disparo: $\Delta F_{disparo} = 1\ N$

Como se ha visto en el apartado **4.2.1**, el mayor ángulo girado por el seguidor se obtiene para distancias *d* pequeñas. Sin embargo, se sabe teóricamente que el par soportado por el dispositivo es menor para *d* pequeñas. Por ello, los valores que toma la distancia *d* en las simulaciones para obtener el mayor giro del seguidor a la vez que el dispositivo soporta el máximo par posible, son: 3,5 mm; 4 mm; 4,5 mm y 5 mm. Estas simulaciones se realizan en PTC CREO PARAMETRIC, como se ha comentado en el apartado anterior.

En todas las gráficas del ángulo del seguidor en función del tiempo, como se va a poder ver a continuación, se ha obtenido un rango de funcionamiento del dispositivo desde las simulaciones realizadas en vacío hasta alcanzar el valor de par límite donde el mecanismo deja de funcionar.

Del mismo modo, todas las gráficas de la velocidad de deslizamiento entre el seguidor y las levas tienen una apariencia y características similares.

- **Resultados para *d* = 3,5 mm.**

Los resultados obtenidos cuando la distancia *d* es 3,5 mm son los que se muestran en *Ilustración 40* e *Ilustración 41*.

El par máximo que soporta el dispositivo *BioPunch* es T=0,0013 N·m, ya que un valor de par superior hace que el ángulo girado por el seguidor permanezca constante y la velocidad de deslizamiento sea nula en determinado momento.

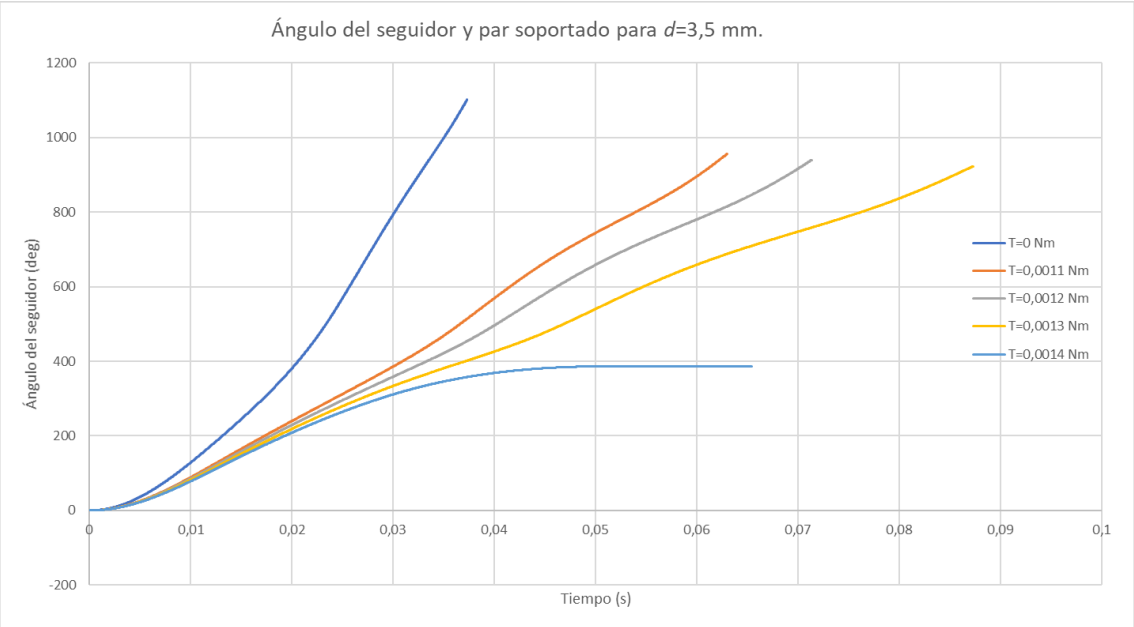


ILUSTRACIÓN 40: ÁNGULO GIRADO POR EL SEGUIDOR Y PAR SOPORTADO PARA d = 3,5 mm.

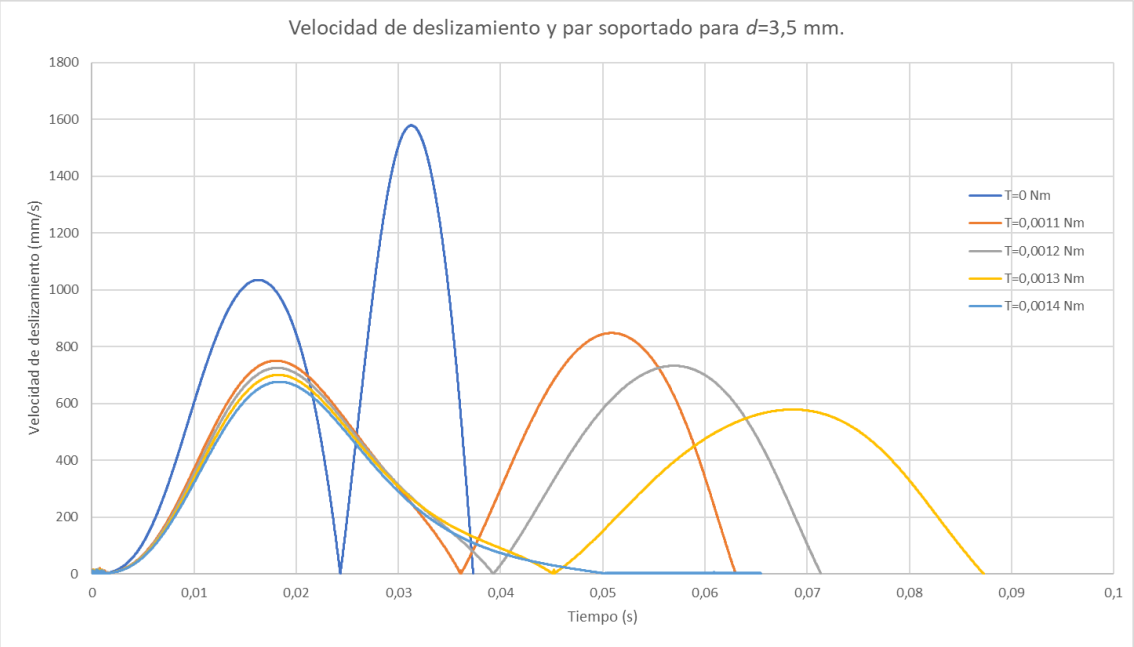


ILUSTRACIÓN 41: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO Y PAR SOPORTADO PARA d = 3,5 mm.

Se observa como al aumentar el valor del par, el ángulo girado por el seguidor cuando las levas han completado una revolución es menor (como teóricamente se sabe). Además, el tiempo de funcionamiento es mayor.

Los valores máximos de la velocidad de deslizamiento también disminuyen a medida que el par es mayor. Como se puede apreciar, las diferencias entre estos valores máximos son más notables que en las gráficas del ángulo girado por el seguidor.

- **Resultados para *d* = 4 mm.**

Los resultados obtenidos cuando *d* = 4 mm se muestran en *Ilustración 42* e *Ilustración 43*.

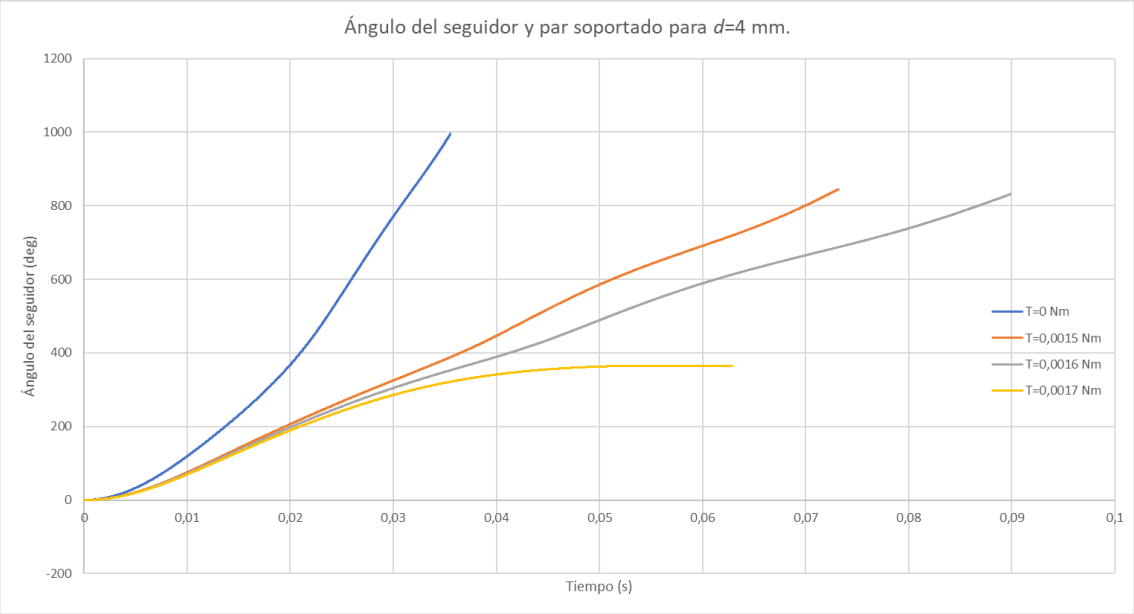


ILUSTRACIÓN 42: ÁNGULO GIRADO POR EL SEGUIDOR Y PAR SOPORTADO PARA d = 4 mm.

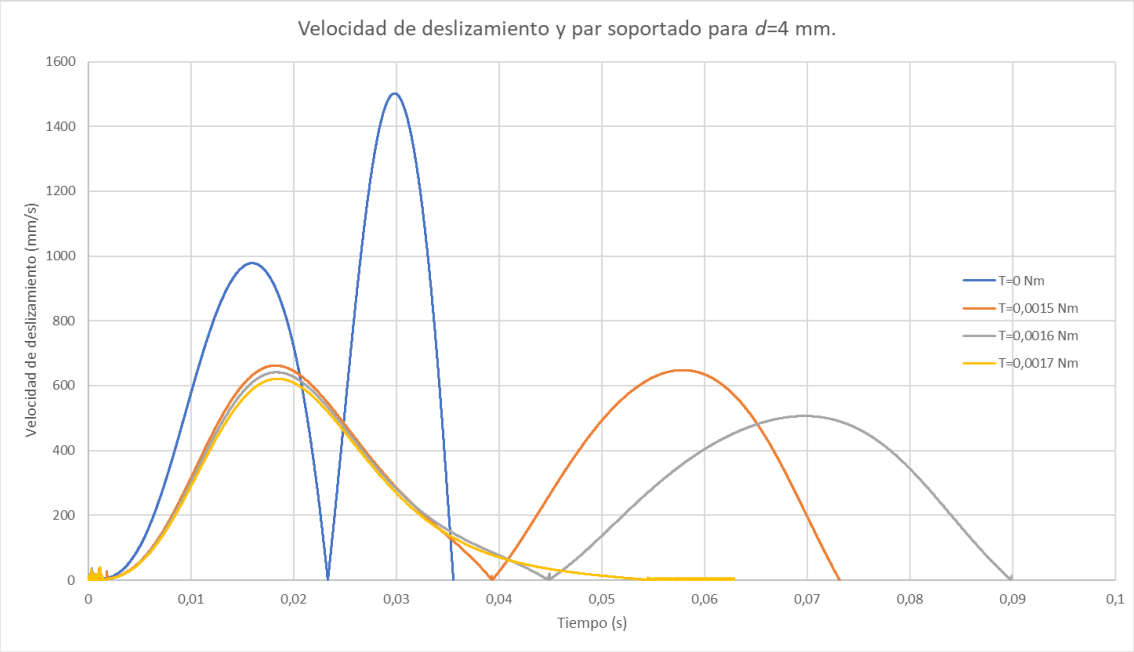


ILUSTRACIÓN 43: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO Y PAR SOPORTADO PARA d = 4 mm.

El par máximo soportado por el dispositivo es T=0,0016 N·m. En los resultados mostrados se observa como el ángulo girado por el seguidor y el valor máximo de la velocidad de deslizamiento disminuye con el par al mismo tiempo que el tiempo de funcionamiento aumenta.

- **Resultados para *d* = 4,5 mm.**

Los resultados obtenidos cuando *d* = 4,5 mm se muestran en *Ilustración 44* e *Ilustración 45*.

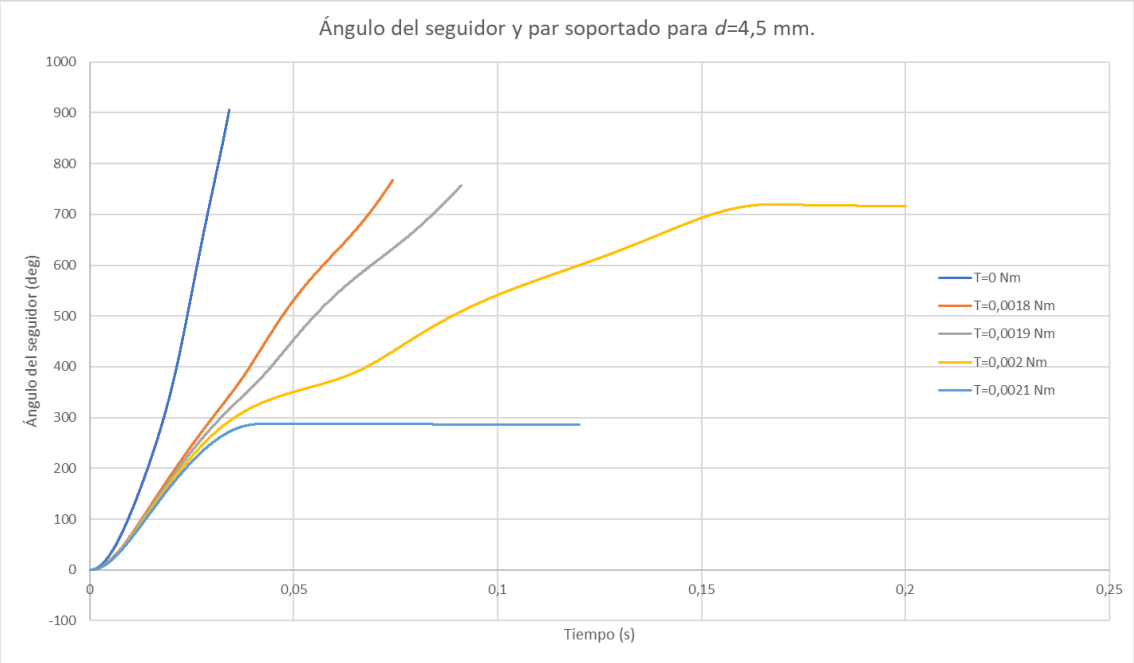


ILUSTRACIÓN 44: ÁNGULO GIRADO POR EL SEGUIDOR Y PAR SOPORTADO PARA d = 4,5 mm.

El máximo par soportado por el dispositivo es T=0,0019 N·m, ya que para valores mayores el ángulo del seguidor permanece constante sin que las levas hayan terminado de girar una vuelta completa. Se observa cómo para T=0,002 N·m, la gráfica del ángulo girado por el seguidor y la de velocidad de deslizamiento son demasiado irregulares, aunque, finalmente, se obtiene un valor de ángulo girado por el seguidor constante y velocidad nula.

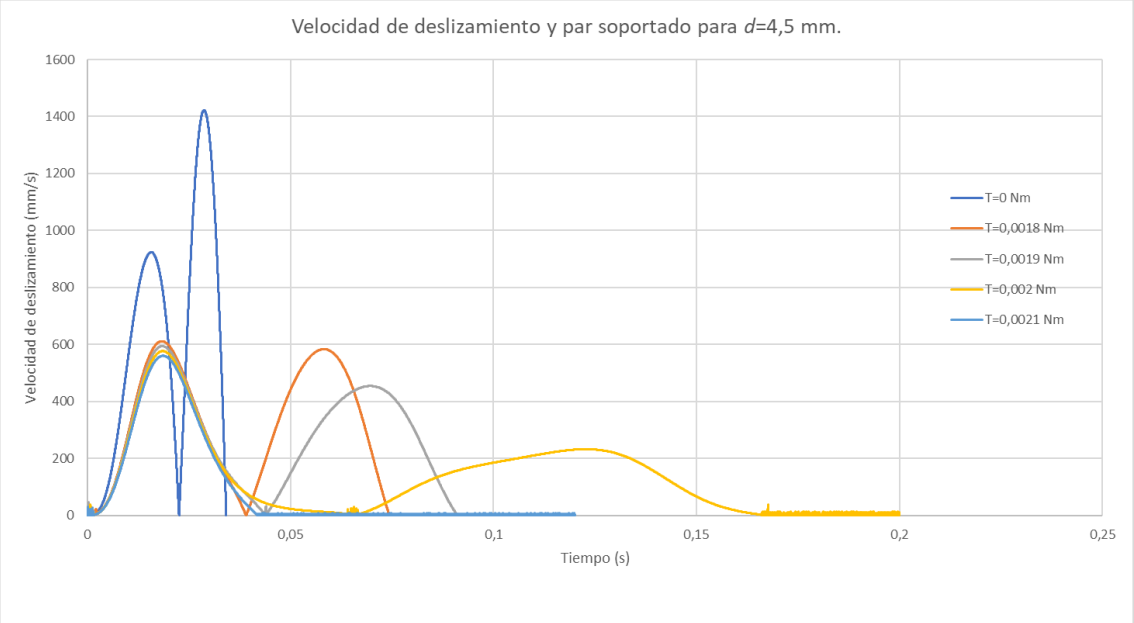


ILUSTRACIÓN 45: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO Y PAR SOPORTADO PARA d = 4,5 mm.

- **Resultados para *d* = 5 mm.**

Los resultados obtenidos cuando *d* = 5 mm se muestran en *Ilustración 46* e *Ilustración 47*.

ILUSTRACIÓN 46: ÁNGULO GIRADO POR EL SEGUIDOR Y PAR SOPORTADO PARA d = 5 mm.

El par máximo que soporta el dispositivo con esta distancia entre el contacto leva-seguidor y el centro del seguidor es T=0,0022 N·m. Como se observa, un valor superior a este par hace que el ángulo girado por el seguidor alcance un valor a partir del cual permanece constante. De la misma manera ocurre con la velocidad de deslizamiento (como se ve en *Ilustración 47*), la cual es nula a partir de un instante determinado.

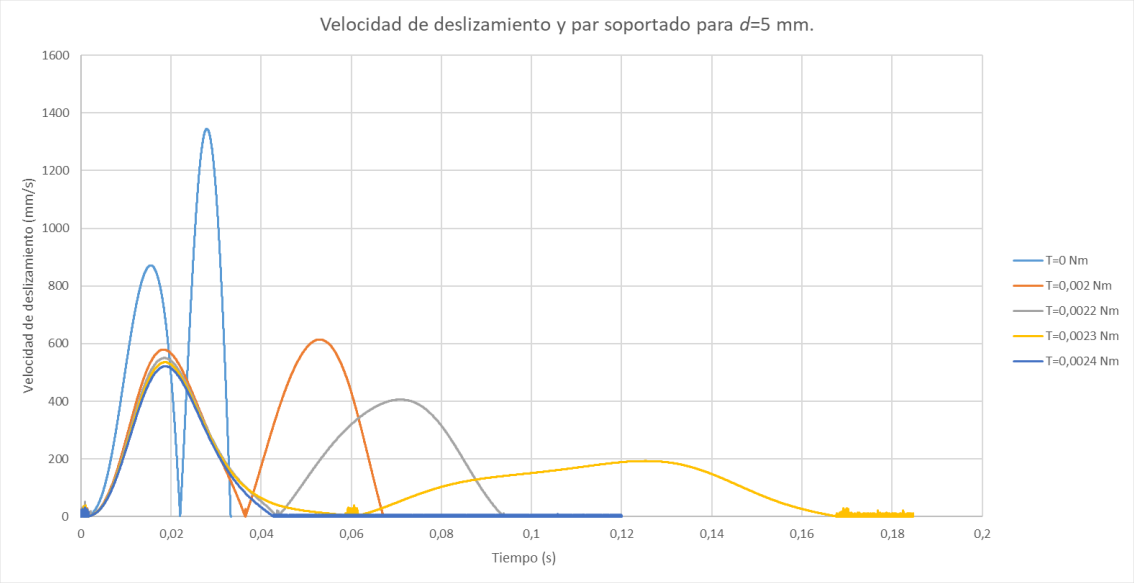


ILUSTRACIÓN 47: VELOCIDAD DE DESLIZAMIENTO Y PAR SOPORTADO PARA d = 5 mm.

No se realizan simulaciones para *d* = 5,5 mm porque las levas quedarían muy próximas al límite geométrico del seguidor.

En el capítulo de ***Conclusiones*** se va a mostrar todos los valores de los parámetros que optimizan el diseño del dispositivo *BioPunch*.

5. CONCLUSIONES

Una vez mostrados los resultados, las conclusiones a las que se ha llegado teniendo en cuenta los objetivos planteados en el apartado **1.3.**, son las que se muestran a continuación.

5.1. Estudio de valores reales de fuerzas y pares de fuerza en el corte de la piel.

Como se ha comentado en el apartado **2.1.**, las propiedades mecánicas de la piel documentadas son la elasticidad, la flexibilidad o la resistencia a tracción [13] [14] [15] [16]. Sin embargo, no se ha encontrado ningún documento en el que se registre la fuerza y el par que ejercería la piel sobre la cuchilla circular.

Únicamente se ha encontrado los valores experimentales de la fuerza que ejerce un identador de punta plana o esférica, registrados en ensayos con tejidos que simulan la piel. Estos valores de fuerza son menores a 1 N [14] [17]. Se ha asumido que los valores de fuerza resistente al corte de la piel son del mismo orden, y, por lo tanto, despreciables como fuerzas externas (pueden ser analizadas como precarga de los muelles).

Como no se ha encontrado valores de pares de fuerza en el corte de piel, se han realizado las simulaciones para hallar el máximo par que soportaría el dispositivo *BioPunch* cuando se encontrase en funcionamiento.

5.2. Simulaciones del dispositivo *BioPunch* en vacío.

Uno de los principales objetivos del presente trabajo era la comparación de los resultados de las simulaciones en vacío del dispositivo *BioPunch* en MATLAB como en PTC CREO PARAMETRIC.

En el apartado **4.1.** y sus subapartados **4.1.1.** y **4.1.2.** se muestran los resultados obtenidos de dichas simulaciones en ambos programas. La comparación de las gráficas de resultados se puede observar en *Ilustración 17* e *Ilustración 18*.

Dicha gráfica tiene un valor y forma similares, aunque el valor de dicho ángulo cuando las levas han girado una vuelta completa es ligeramente mayor en la simulación realizada con PTC CREO PARAMETRIC, obteniéndose una máxima diferencia del **5%**.

En *Ilustración 18* se ha comparado las gráficas de la velocidad de deslizamiento en función del tiempo que se han obtenido en las simulaciones anteriormente mencionadas. Ambas tienen una forma similar. En este caso, las máximas diferencias entre las dos gráficas no superan el **15%**.

Como se puede observar, las diferencias entre los resultados numéricos obtenidos mediante MATLAB y PTC CREO PARAMETRIC no son excesivamente grandes. Por ello, se ha validado las ecuaciones dinámicas del dispositivo *BioPunch* (simulando un funcionamiento en vacío) desarrolladas por el profesor Jesús Meneses y planteadas anteriormente.

5.3. Obtención del mayor giro del seguidor con simulaciones en vacío.

Para obtener de qué variables depende más el giro del seguidor, así como su máximo valor, se han realizado las simulaciones del dispositivo en vacío en PTC CREO PARAMETRIC, cuyos resultados se muestran en el apartado **4.3.** Los parámetros que se han cambiado para ello son la distancia entre el punto de contacto leva-seguidor y el centro del seguidor (distancia *d*), el coeficiente de rozamiento, las constantes elásticas de los muelles y sus fuerzas de precarga. No se han variado los valores del radio de la leva circular ni la excentricidad de la leva porque se debía modificar el diseño previo de las levas.

Observando los resultados mencionados, se observa que el ángulo girado por el seguidor solo varía significativamente con la distancia ***d***, donde el mayor ángulo girado se obtiene para pequeñas distancias. Para el resto de los parámetros con los que se ha realizado simulaciones, el ángulo girado por el seguidor es prácticamente igual y con un valor aproximado de **900** grados.

Por ello, se establece un valor para las constantes elásticas de los muelles, sus fuerzas de precarga y, por tanto, sus longitudes iniciales, finales y naturales. Se tiene así los valores mostrados en *Tabla 5*.

El coeficiente de rozamiento en PVC es 0,6 [23], aunque este valor puede variar, ya que depende de las superficies en contacto [24]. Además, el ángulo girado por el seguidor es muy similar para todos los valores del coeficiente de rozamiento. Por ello, el valor que se define para el coeficiente de rozamiento es 0,7.

	Muelle de contacto	Muelle de disparo
Constante elástica (N/m)	50	50
Precarga (N)	1	1
Longitud inicial (mm)	11,501*	16,470*
Longitud final (mm)	31,501	42
Longitud natural (mm)	31,501	62

TABLA 5: VALORES DE LOS PARÁMETROS DE DISEÑO

**Se supone que los muelles no alcanzan la longitud a bloque*.

Se han elegido estos valores para esos parámetros porque son los que hacen obtener unas gráficas de velocidad de deslizamiento intermedias, con un tiempo de funcionamiento no excesivo.

Para optimizar el valor de la distancia *d* y, por tanto, el valor del máximo ángulo girado por el seguidor, se han analizado los resultados obtenidos de las simulaciones en las que se ha aplicado el par soportado por el dispositivo. Esto se puede ver en los siguientes apartados.

5.4. Simulaciones del dispositivo *BioPunch* con par aplicado.

Como se ha observado en el apartado **4.3.**, los resultados obtenidos en MATLAB y en PTC CREO PARAMETRIC cuando existe un par de fuerzas aplicado en el seguidor son diferentes entre sí tanto en valor como en forma.

Los resultados en PTC CREO PARAMETRIC son más **restrictivos**. Es por esto por lo que, para las simulaciones siguientes se ha utilizado dicho programa. Además, la aplicación *Mecanismo* nos permite realizar las simulaciones de una manera sencilla y bastante similar al funcionamiento real que tendría el dispositivo, añadiendo fuerzas, pares de fuerzas, contactos entre piezas, engranajes, muelles, etc.

Una vez se han comparado las simulaciones en las que se ha aplicado par, se han realizado las simulaciones para hallar el par máximo y el máximo giro del seguidor, como se puede ver en el siguiente apartado.

5.5. Máximo par soportado y máximo giro del seguidor. Optimización del dispositivo *BioPunch*.

Como se ha explicado anteriormente, el ángulo del seguidor es dependiente únicamente de la distancia ***d***. Además, esta distancia también hace aumentar o disminuir el máximo par soportado por el dispositivo *BioPunch*. Es por ello por lo que, para un diseño óptimo, se ha variado la distancia *d*. Estas simulaciones se han realizado en PTC CREO PARAMETRIC.

Se han tomado valores entre 3,5 mm y 5 mm para este parámetro por dos motivos:

- A menor distancia entre el punto de contacto leva-seguidor y el centro del seguidor, el par soportado por el dispositivo es menor.
- Una distancia mayor a 5 mm implica estar muy cerca de los límites geométricos del seguidor, obteniéndose un menor giro de este.

En los resultados mostrados en el apartado **4.3.3.** se puede observar como en todas las simulaciones para cada distancia, hay un valor de par que el dispositivo no soporta. De esta manera, el par soportado por el dispositivo para la máxima distancia *d* (5 mm) ha de ser **menor** a **T = 0,0023 N·m**. Para un par de T=0,0022 N·m, el ángulo girado por el seguidor que se obtiene es de **700** grados.

Cuando *d* = 4,5 mm, el valor máximo del par es **T = 0,0019 N·m** y el ángulo girado por el seguidor es de **755,8** grados.

Ya que el par máximo para las dos distancias no difieren mucho, para la optimización del dispositivo se ha seleccionado el valor de ***d* = 4,5 mm**. Sin embargo, en trabajos futuros (véase capítulo 6) se va a hablar de diseñar el dispositivo *BioPunch* de manera que se pueda regular la distancia *d* según se quiera mayor giro de la cuchilla o mayor par máximo que soportaría el dispositivo.

6. ENTORNO SOCIOECONÓMICO

A continuación, se va a presentar el presupuesto estimado de la elaboración de este Trabajo Final de Grado, así como un análisis del impacto socioeconómico que tendría la realización del dispositivo *BioPunch*.

6.1. Presupuesto.

El dispositivo *BioPunch* está en proceso de investigación y desarrollo, por lo que se puede entender que este proyecto es un trabajo teórico.

En primer lugar, se va a describir los elementos del presupuesto y a continuación se presenta el presupuesto detallado estimado para la elaboración de este proyecto [25].

COLUMNA	DESCRIPCIÓN
Elemento	Se especificará el nombre de bienes materiales (ordenador, materiales…), de licencias informáticas, de personas, etc.
Tipo de recurso	Se especificará de qué tipo es el recurso nombrado: Bienes materiales, recursos humanos para personas, licencias de propiedad intelectual, etc.
Tipo de unidades	Las unidades para cada recurso serán diferentes dependiendo de qué tipo de recurso se trate.
Cantidad	Para recursos humanos se refiere a días trabajados, para bienes materiales, se refiere a cantidad numérica y para licencias se refiere a los meses utilizados.
Coste	Tasa que aplicar debido a la utilización del recurso.

TABLA 6: ELEMENTOS QUE CONFORMAN EL PRESUPUESTO.

PRESUPUESTO DE REALIZACIÓN DEL PROYECTO

Elaborado por:	Jesús Manuel Méndez Rodríguez
Fecha de inicio	Septiembre de 2017

% Reserva de gestión de proyecto	20%

Presupuesto	Reservas	Presupuesto total
12040	2408	14448

Actividad	Elemento	Tipo de recurso	Tipo de unidades	Cantidad	Coste	Presupuesto
Trabajo Fin de Grado	-	-	-	-	-	-
	Estudiante: Méndez Rodríguez, J. M.	Recurso humano	€ por día	186	25	4650
	Tutor de proyecto: Meneses Alonso, J.	Recurso humano	€ por día	50	95	4750
	Licencia PTC CREO	Licencia de propiedad intelectual	€ por mes	9	100	900
	Licencia MATLAB	Licencia de propiedad intelectual	€ por mes	9	80	720
	Licencia Microsoft Office	Licencia de propiedad intelectual	€ por mes	9	30	270
	Ordenador portátil	Bien material	€	1	750	750

ILUSTRACIÓN 48: PRESUPUESTO DE REALIZACIÓN DE PROYECTO.

Como se observa, el coste de las licencias se ha estimado en los valores que figuran en la tabla. PTC CREO y MATLAB adquieren un coste por mes más elevado que Microsoft Office, ya que se trata de software utilizado en ambiente ingenieril.

A su vez, el coste por día de los recursos humanos se ha estimado de manera que se puedan obtener salarios mensuales ajustados a la realidad, recibiendo el estudiante 750 € al mes y el tutor, 2850 € al mes.

La reserva de gestión de proyecto se habría usado para afrontar los riesgos que se pudieran haber encontrado durante la realización del proyecto [26].

6.2. Análisis del impacto socioeconómico.

Al tratarse de un proyecto en fase de investigación y desarrollo, el impacto económico que tiene el dispositivo *BioPunch* sobre la sociedad actual es nulo, o incluso negativo en el caso de considerase el presupuesto de la elaboración del proyecto anteriormente expuesto.

Se debe analizar el impacto económico, medioambiental y social que tendría el dispositivo una vez se encuentre fabricado y comercializado.

Como se ha comentado, el dispositivo *BioPunch* está ideado para que se puedan reducir los tiempos de diagnóstico y tratamiento algunas enfermedades cutáneas. Debido a ello, se podrían reducir costes relacionados con ambos procesos. Esta reducción de costes afectaría a todas las entidades sanitarias (públicas y privadas) en el proceso de

diagnóstico, y a los pacientes en el proceso de tratamiento. Por otra parte, el dispositivo *BioPunch* generaría ingresos en la economía de las empresas de fabricación y distribución y, también, a nivel económico nacional y/o mundial.

Socialmente, un supuesto uso del dispositivo *Biopunch* afectaría a menores tiempos de espera, diagnóstico y tratamiento. Por ello, el uso del dispositivo estaría socialmente aceptado por los pacientes, quienes verían reducido el tiempo pasado en centros de salud y/u hospitales, y personal médico, quienes podrían dedicar mayor tiempo a otras consultas y operaciones.

En el capítulo **7** se comenta la posible fabricación futura del dispositivo *BioPunch*. En ella se verá que los materiales planteados inicialmente para su fabricación son fácilmente reciclables y/o biodegradables. De esta manera se conseguiría que dicho dispositivo no fuese perjudicial para la salud humana ni para la medioambiental.

7. TRABAJOS FUTUROS

Son varios los trabajos de investigación y desarrollo que se pueden llevar a cabo en el futuro para realizar el diseño final del dispositivo *BioPunch* y poder comercializarlo en un futuro.

7.1. Estudio de propiedades mecánicas de la piel.

Como se ha visto en el presente proyecto, las propiedades mecánicas de la piel que se han encontrado son su elasticidad, flexibilidad o resistencia a tracción (véase el apartado **2.1**). Sin embargo, las propiedades que se deberían de conocer para el diseño del dispositivo *BioPunch* son: el rango de valores de la fuerza que ejerce la piel sobre la cuchilla y el par de fuerzas producido por el rozamiento interno de la piel con la cuchilla en el instante del corte.

Sería adecuado estudiar estas propiedades sobre piel humana de diferentes edades, pues las propiedades de la piel pueden variar con la edad. Sin embargo, por accesibilidad y comodidad este estudio se podría realizar sobre piel de cerdo o piel artificial, de manera que se puedan extrapolar los resultados a la piel humana.

Al obtener estas propiedades, resultaría más sencillo la optimización del dispositivo *BioPunch*, pues únicamente se intentaría obtener el máximo ángulo girado por la cuchilla.

7.2. Estudio de medidas reales del dispositivo.

El dispositivo *BioPunch*, como se ha mencionado anteriormente, es un dispositivo que se encuentra aún en fase de investigación y desarrollo. Es por ello por lo que se hace necesario estudiar las medidas comentadas durante este proyecto (ángulo girado por el seguidor al que se acopla la cuchilla, par máximo de corte, desplazamiento del seguidor, etc.) en un prototipo real del dispositivo sobre piel humana, artificial o de cerdo.

De esta manera se podría obtener una comparación con los resultados obtenidos mediante las simulaciones realizadas en este proyecto.

7.3. Diseño de un mecanismo o dispositivo que varíe la distancia *d*.

Una de las conclusiones de la realización de este proyecto es que el ángulo girado por el seguidor varía significativamente solo con la distancia *d*, ya que cuanto mayor es dicho parámetro, menor es el ángulo girado por el seguidor.

Es por este motivo por lo que, para optimizar el diseño del dispositivo *BioPunch* sería interesante integrar un dispositivo o mecanismo que permitiese separar y/o acercar las levas entre sí.

De este modo, el dispositivo *BioPunch* no estaría restringido a obtener un determinado ángulo girado por el seguidor o funcionar con el mismo valor máximo de par soportado. Es decir, poder regular la distancia *d* permitiría el uso del dispositivo *BioPunch* en diferentes zonas de la piel humana, así como en personas de diferentes edades, ya que las propiedades de la piel varían según la zona y la edad [27].

7.4. Fabricación.

El material empleado en las simulaciones ha sido PVC, el cual se eligió por su alto coeficiente de rozamiento. Además, el diseño actual del dispositivo *BioPunch* cumpliría con los requisitos médicos que el Instituto Ramón Y Cajal de Investigación Sanitaria (IRYCIS) ha requerido [1] [3]. Sin embargo, cuando el dispositivo *BioPunch* estuviera preparado para su comercialización, podría ser fabricado de diferentes maneras.

Como el dispositivo sería usado en ambientes médicos y quirúrgicos, éste debería ser capaz de soportar procesos químicos o de temperaturas altas, como se producen en la esterilización.

El PVC es un polímero cuya utilización en ambientes médicos está creciendo, debido a algunas de sus propiedades como la estabilidad química, flexibilidad, bajo peso o transparencia, lo que permite numerosas aplicaciones como envases, guantes, catéteres, humidificadores, etc., [21] [28] .

Por sus características en el ambiente médico y su alto coeficiente de rozamiento, hacen del PVC uno de los materiales más interesantes para una posible fabricación del dispositivo. Sin embargo, el mecanizado de las piezas con las dimensiones que se requerirían sería más complejo.

La manera más sencilla de que se obtuviesen los componentes del dispositivo *BioPunch* es mediante procesos de extrusión, soplado, inyección, prensado o el mecanizado en centros especializados en PVC. Este moldeado y/o mecanizado se debería llevar a cabo de manera externa, lo que añadiría al proceso de fabricación un coste externo, el cual puede no interesar.

Las piezas también podrían ser fabricadas mediante la impresión 3D. Sin embargo, las impresoras 3D que trabajan con PVC aún se encuentran en fase de investigación y desarrollo debido a la toxicidad del polímero cuando se encuentra fundido.

Con el objeto de reducir los tiempos y costes de fabricación, así como facilitar dicha fabricación, habría surgido la idea de utilizar materiales que sean usados en la impresión 3D más frecuentemente. En la actualidad, existen diversos polímeros que pueden ser trabajados en la impresión 3D [29] como PLA, ABS, PET, PMMA, PC, etc. Para la fabricación del dispositivo *BioPunch* se debería elegir un material con buenas propiedades mecánicas (como podría ser el ABS) y que cumpliera los requisitos médicos que se plantearan.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Sinc (2015). *Un dispositivo realiza biopsias cutáneas de forma rápida y sin anestesia* Noticias - Innovación https://www.agenciasinc.es/Noticias/Un-dispositivo-realiza-biopsias-cutaneas-de-forma-rapida-y-sin-anestesia Mayo, 2018.

2. E. Grillo, S. Vañó, P. Jaen, C. Castejón, J. Meneses, J. C. García-Prada, H. Rubio *Dispositivo Automático para Biopsias Cutáneas*, O.E.d.P.y. Marcas, Editor. 2015.

3. UC3M (2015), *"Parque Científico UC3M: Crean un dispositivo para biopsias cutáneas más rápidas y sin anestesia"*, in *https://www.youtube.com/watch?v=3x14XYIfrdk&ab_channel=UC3M Mayo, 2018*.

4. J. Meneses, C. Castejón, J. C. García-Prada, H. Rubio, *Automatic Device for Skin Biopsy*. 6-th International Workshop on New Trends in Medical and Service Robotics, 2018. **MESROB 2018 4-6th of July, 2018 Cassino, Italy**.

5. David Saceda Corralo, W. *Biopsia cutánea, qué es y tipos* (2017)- *Pruebas médicas*. Pruebas médicas - Biopsia cutánea https://www.webconsultas.com/salud-al-dia/que-es-una-biopsia-cutanea Mayo, 2018.

6. David Saceda Corralo, W. *Preparación para la biopsia cutánea - Pruebas médicas*. Pruebas médicas - Biopsia cutánea - Preparación para la biopsia cutánea https://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/preparacion-para-la-biopsia-cutanea-12568 2017 [cited Mayo, 2018.

7. RadiologyInfo (2017). *Biopsias - Información general*. https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=biopgen Mayo, 2018.

8. M. Llamas-Velasco, B.E. Paredes, *La biopsia cutánea: bases fundamentales. Parte I.* Actas Dermo-Sifiliográficas 2012. **103**(1): p. 12-20.

9. AENOR, *UNE EN ISO 13485-2016*, AENOR, Editor. 2016.

10. Lloyd's Register, *ISO 12485 Certificación de la norma de Sistema de Gestión de la Calidad de Equipos Médicos http://www.lrqa.es/certificaciones/iso-13485-norma-calidad/*. Mayo, 2018.

11. AENOR. *CTN 111 - APARATOS Y DISPOSITIVOS MÉDICOS Y QUIRÚRGICOS http://www.aenor.es/aenor/normas/ctn/fichactn.asp?codigonorm=CTN%20111&pagina=1#.WyfyaKczZPZ* Mayo, 2018.

12. AENOR, *UNE EN ISO 12100-2010*, AENOR, Editor. 2010.

13. Pérez-Aradros, I.E., *Tema 7: La Piel*. PublicacionesDidácticas, 2013. **38**: p. 84-94.

14. Hendriks, F.M., *Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo*. 2005, Technische Universiteit Eindhoven: Eindhoven, The Netherlands.

15. Leyva-Gómez G., Zacáula-Juárez N., Álvarez-Camacho M., Tolentino-Bazán K., Morales-García M., *Evaluación de las propiedades biomecánicas de la piel en un paciente quemado con un método no invasivo y cuantitativo.* Investigación en Discapacidad, 2017. **6**(2): p. 88-93.

16. Mejor con Salud, *Fisiología de la piel*. https://mejorconsalud.com/fisiologia-de-la-piel/ Mayo, 2018.

17. López, J.A.I., *Comportamiento mecánico de tejidos blandos tipo multicapa*. 2013, Universidad Nacional de Colombia: Medellín, Colombia.

18. Garrido, G.D.A., *Fabricación y validación experimental de un prototipo de mecanismo para generar movimiento helicoidal mediante levas rodantes*. Universidad Carlos III de Madrid: Leganés, Madrid, España.

19. PTC CREO PARAMETRIC, *Data Sheet: PTC Creo Parametric*, C. Parametric, Editor. 2017. p. 1-7.

20. PTC CREO PARAMETRIC, *Data Sheet: PTC Creo Mechanism Dynamics Option*, C. Parametric, Editor. 2017. p. 1-3.

21. Tecnología del plástico (2005), *Aplicaciones del PVC en la medicina*. Mercados: Médico y Farmaceutico http://www.plastico.com/temas/Aplicaciones-del-PVC-en-la-medicina+3042144 Mayo, 2018.

22. PTC CREO PARAMETRIC, *Centro de ayuda de Creo Parametric*. Ayuda en línea de Creo Parametric 5.0.0.0 http://support.ptc.com/help/creo/creo_pma/spanish/index.html#page/introduction%2Fabout_PTC_creo_help.html Mayo, 2018.

23. Bove-ag plásticos y elastómeros, *Tabla comparativa materiales: Coeficiente de fricción*. Plásticos mecanizables - Tablas comparativas - Coeficiente de fricción http://www.plasticos-mecanizables.com/plasticos_coeficiente_friccion.html Mayo, 2018.

24. Construmática. *Coeficiente de rozamiento*. Construpedia http://www.construmatica.com/construpedia/Coeficiente_de_Rozamiento Mayo, 2018.

25. Pmoinformatica (2014). *Plantilla de presupuesto de un proyecto http://www.pmoinformatica.com/2014/10/presupuesto-de-un-proyecto.html*. Mayo, 2018.

26. HMD PROJECT MANAGERS (2017), *Diferencia entre la reserva de contingencia y reserva de gestión* http://www.uv-mdap.com/blog/reserva-contingencia-reserva-gestion/. Mayo, 2018.

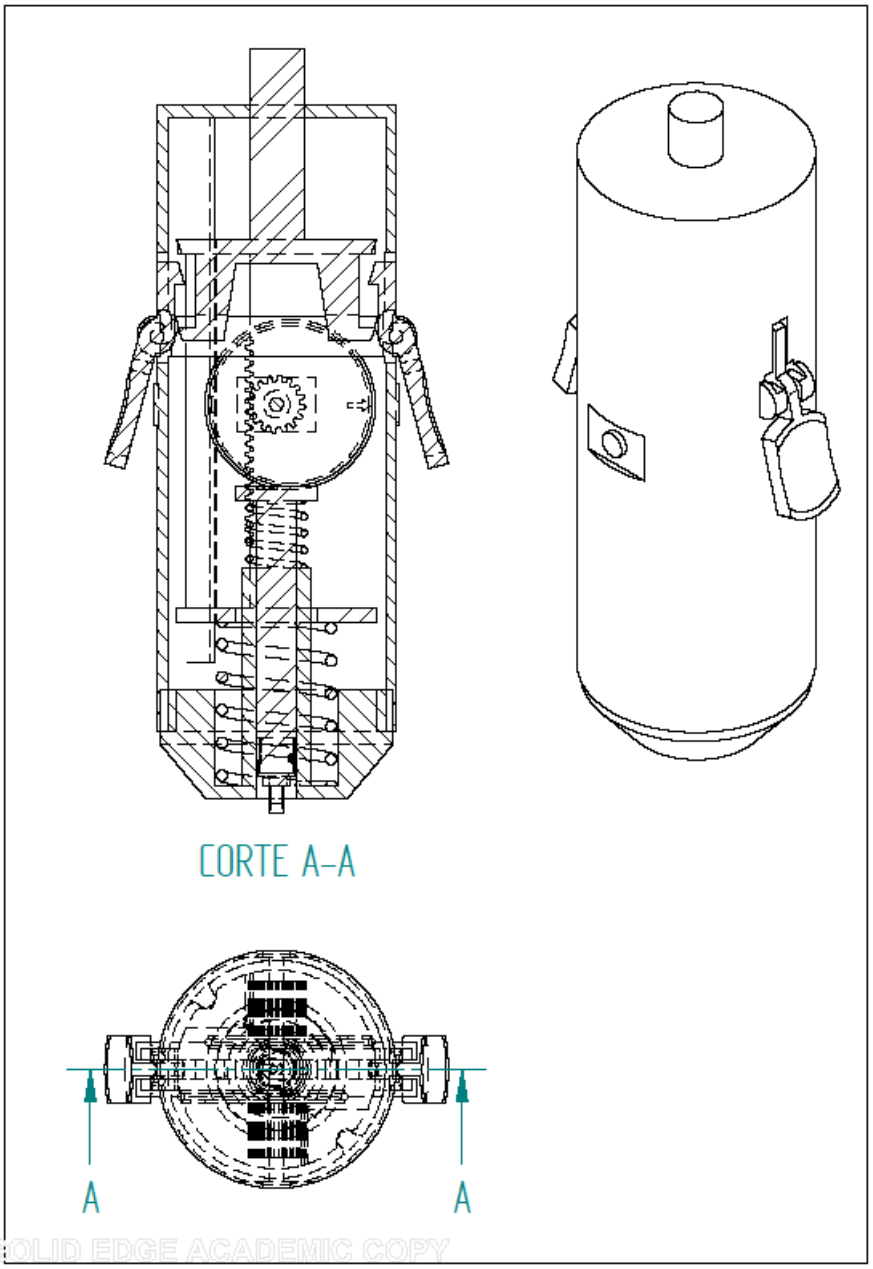
27. CK electronic, *Información general sobre parámetros cutáneos, capilares y de medición CK* http://www.microcaya.es/600infopiel.htm#9. Microcaya - Analizadores de piel Mayo, 2018.

28. Aristegui Maquinaria. *Uso de los plásticos en la medicina https://*www.aristegui.info/usos-de-los-plasticos-en-la-medicina/. Inicio/Noticias del sector - Todas las noticias - Usos de los plásticos en la medicina Mayo, 2018.

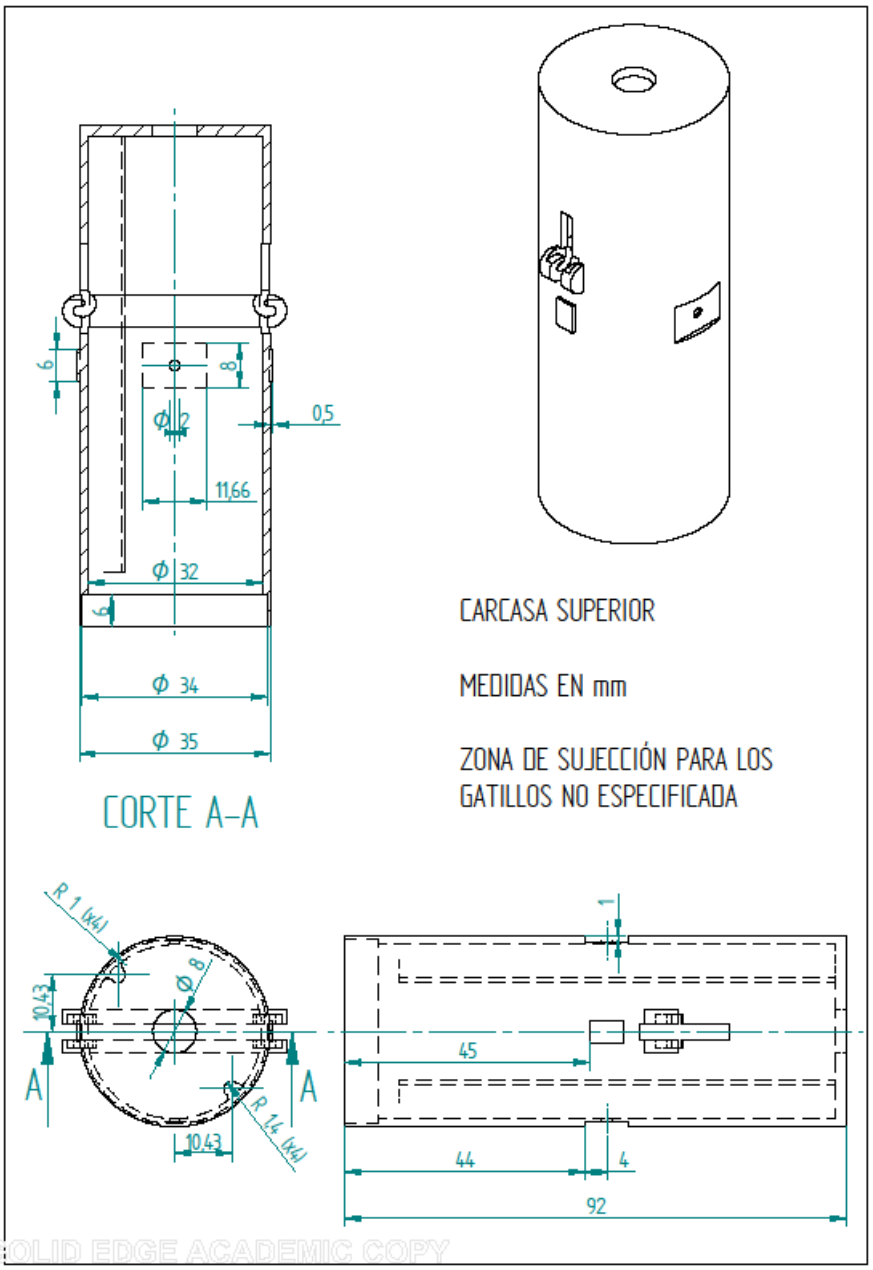
29. FORMIZABLE! *GUÍA DE PLÁSTICOS Y OTROS MATERIALES PARA IMPRESIÓN 3D https://formizable.com/guia-de-plasticos-y-otros-materiales-para-impresion-3d/*. Mayo, 2018.

ANEXO: Planos de las piezas del dispositivo *BioPunch*

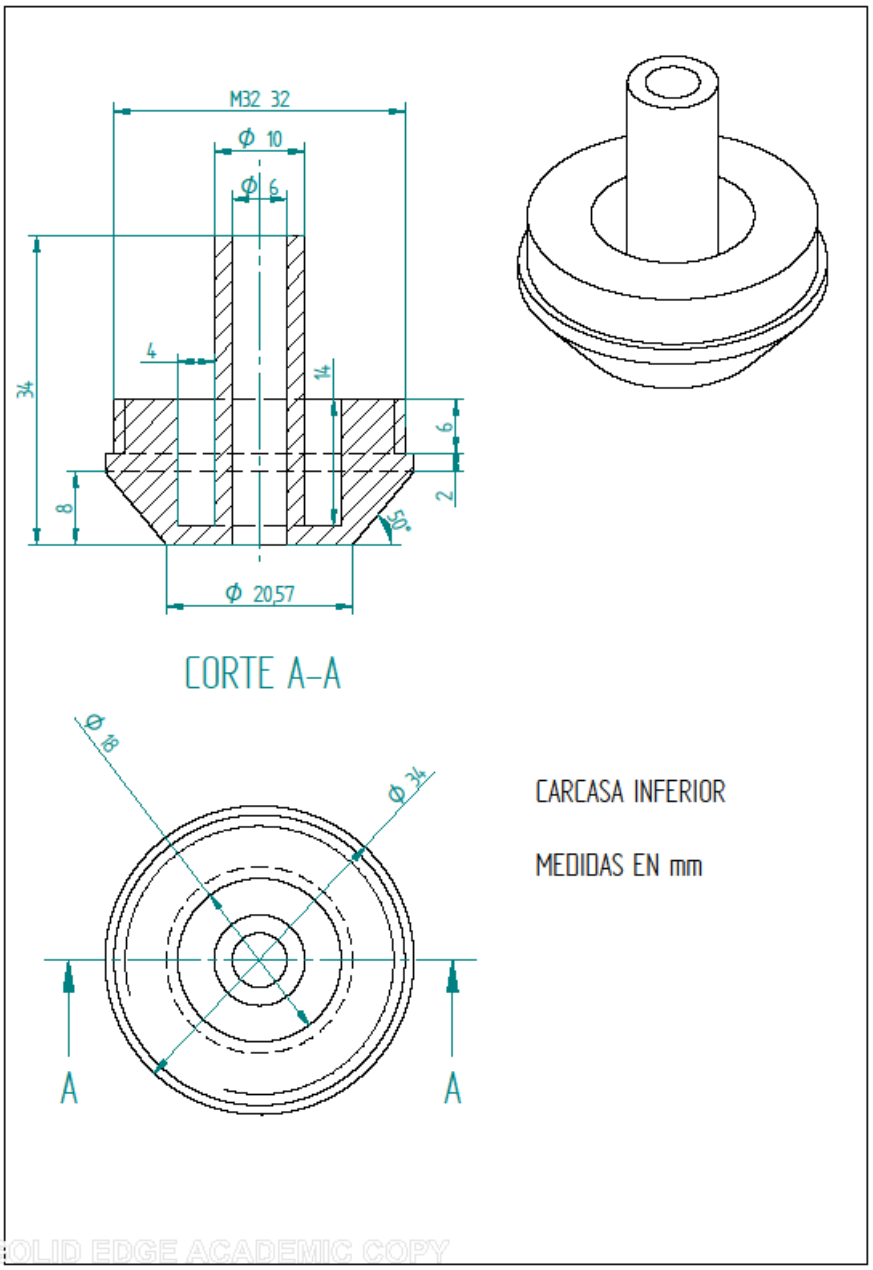
DISPOSITIVO *BioPunch*



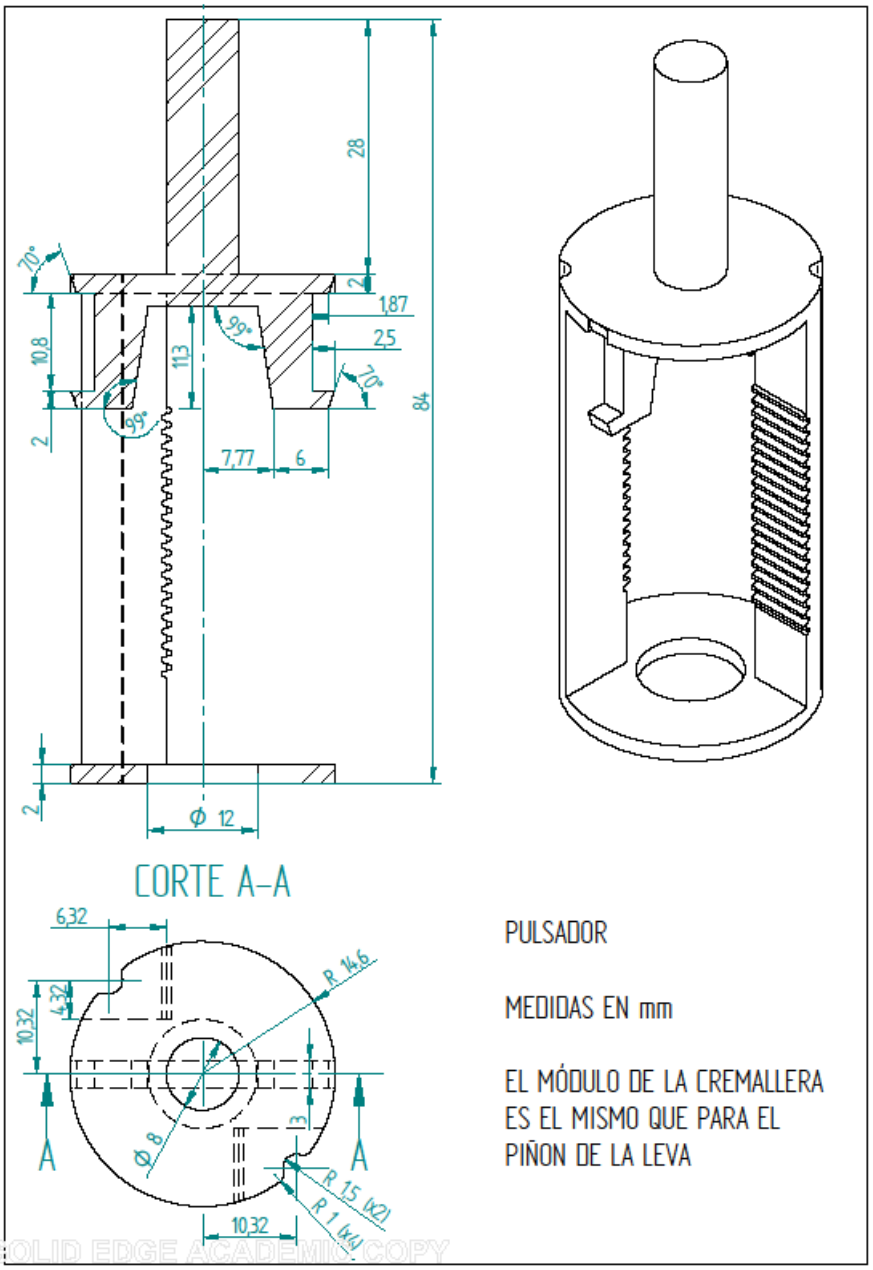
CARCASA SUPERIOR



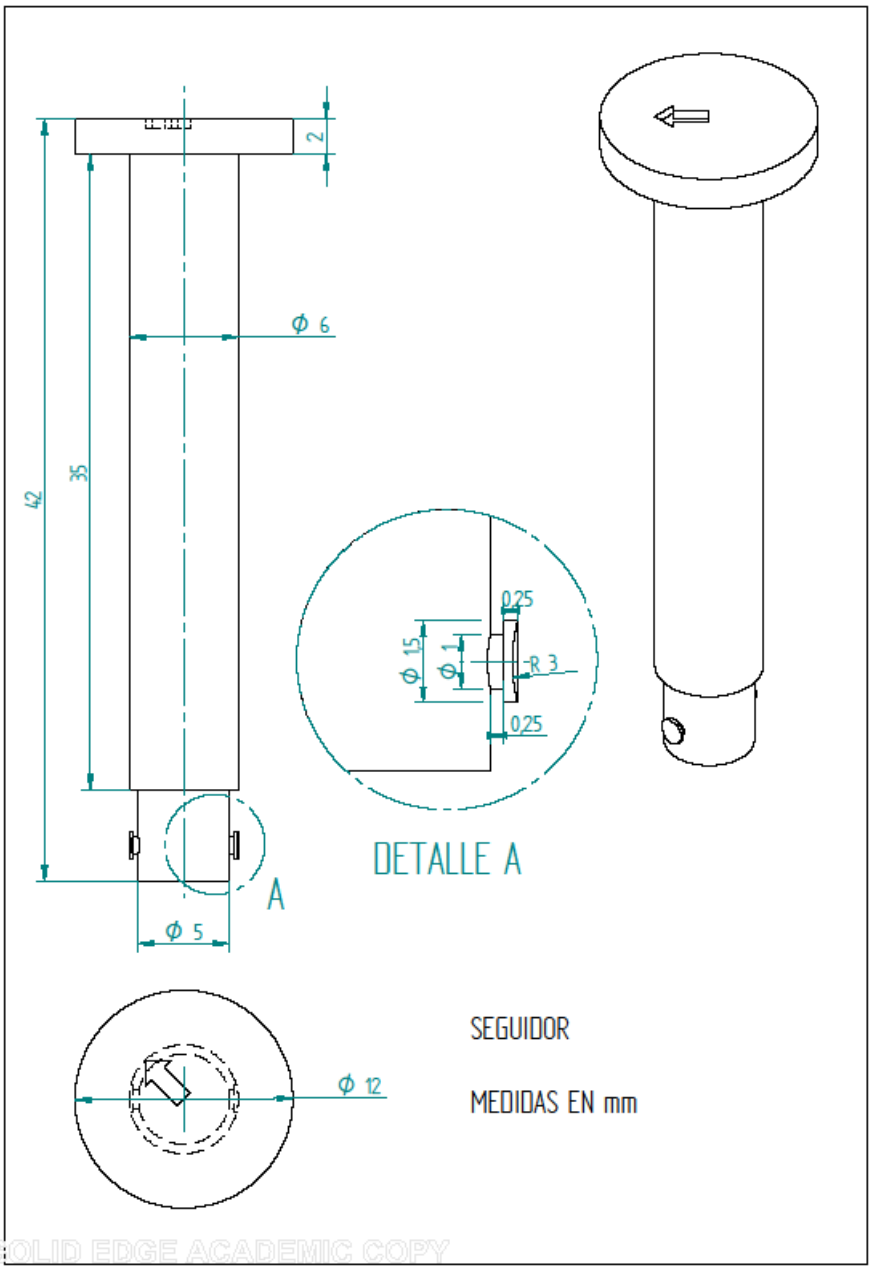
CARCASA INFERIOR



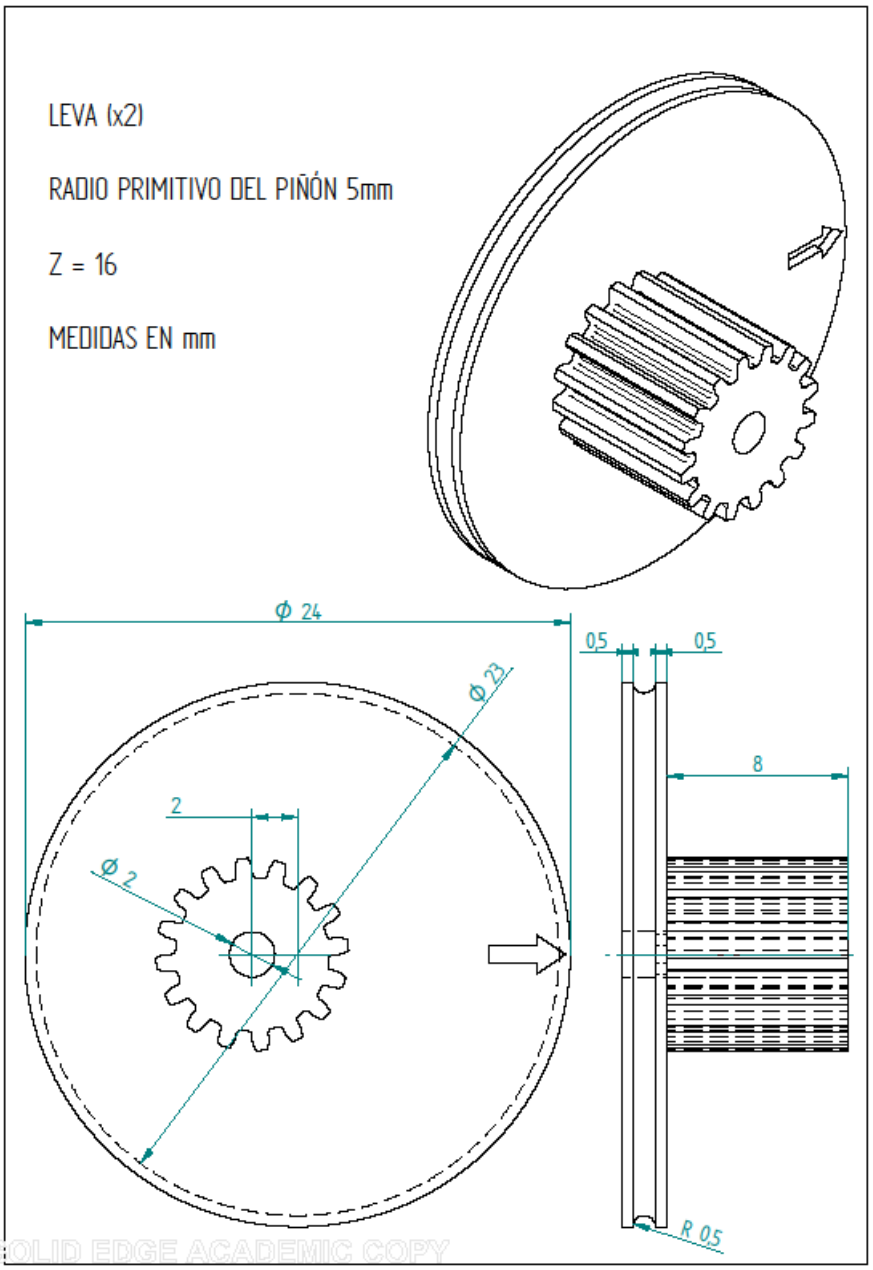
PULSADOR


28
70°
2
1,87
2,5
10,8
11,3
99°
70°
84
2
7,77
6
2
Ø 12
CORTE A-A
6,32
R 14,6
4,32
10,32
A
A
Ø 8
3
R 1,5 (x2)
R 1 (x4)
10,32
PULSADOR
MEDIDAS EN mm
EL MÓDULO DE LA CREMALLERA
ES EL MISMO QUE PARA EL
PIÑON DE LA LEVA
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

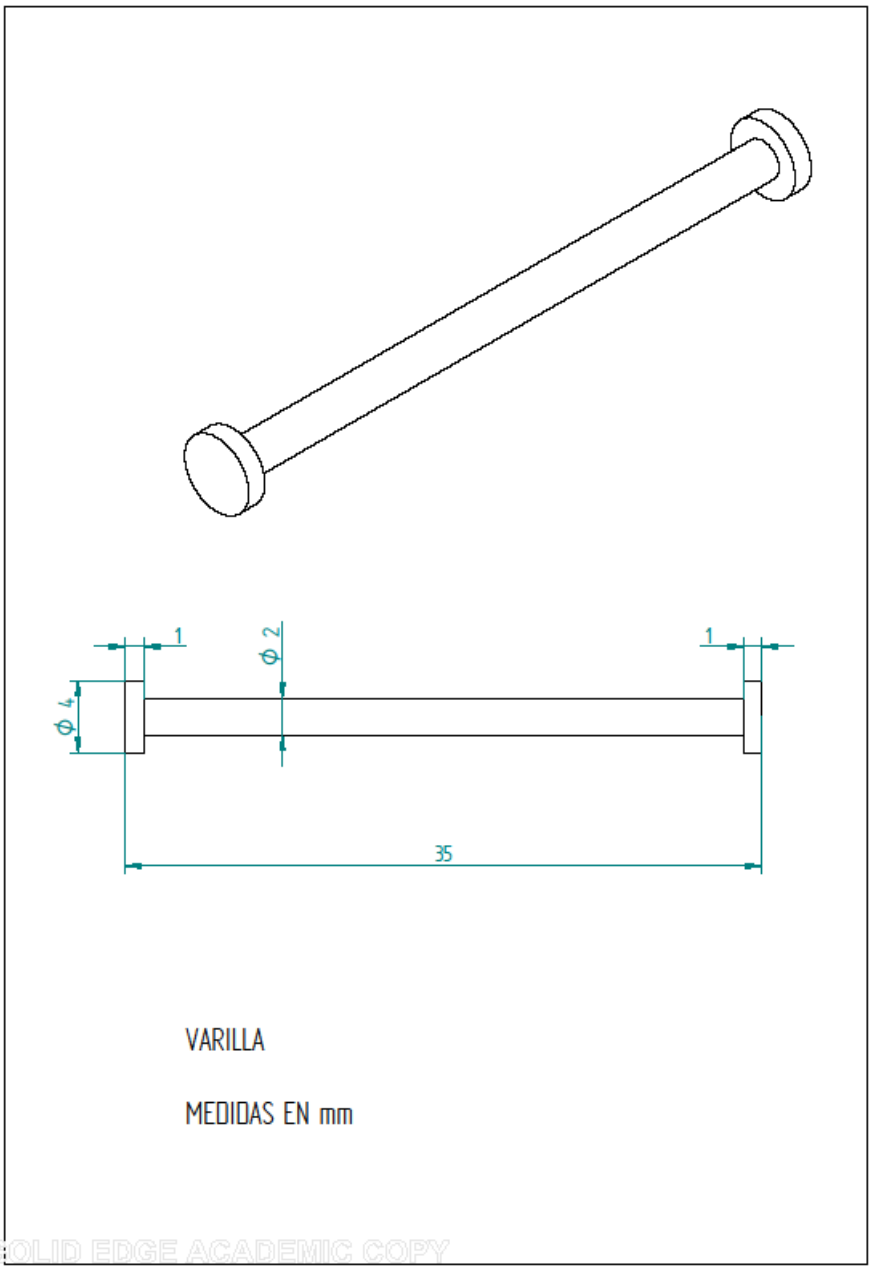
SEGUIDOR


2
Φ 6
42
35
0,25
Φ 1,5
Φ 1
R 3
0,25
DETALLE A
A
Φ 5
Φ 12
SEGUIDOR
MEDIDAS EN mm
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

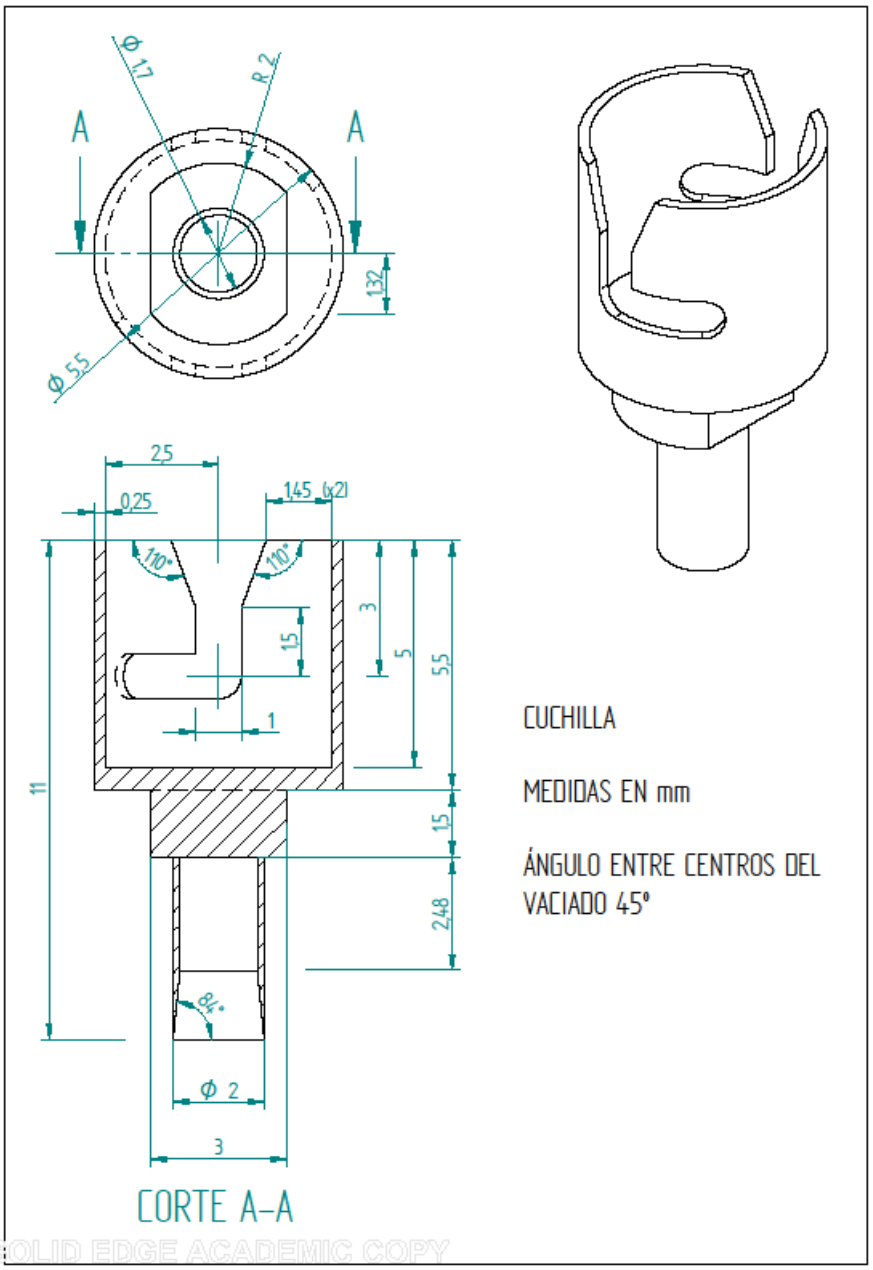
LEVA


LEVA (x2)
RADIO PRIMITIVO DEL PIÑÓN 5mm
Z = 16
MEDIDAS EN mm
Ø 24
Ø 23
2
Ø 2
0,5
0,5
8
R 0,5
SOLID EDGE ACADEMIC COPY

VARILLA



CUCHILLA


Ø 1,7
R 2
A
A
1,32
Ø 5,5
2,5
0,25
1,45 (x2)
110°
110°
3
5
5,5
1,5
1
11
1,5
2,48
84°
Ø 2
3
CORTE A-A
CUCHILLA
MEDIDAS EN mm
ÁNGULO ENTRE CENTROS DEL VACIADO 45°
SOLID EDGE ACADEMIC COPY